

Aus der
Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
Direktor: Prof. Dr. J. A. Werner
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Evaluation des Potentials der Dosisreduktion in der Computertomographie
der Nase und Nasennebenhöhlen unter Berücksichtigung der klinisch
notwendigen Bildqualität**



Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Kathrin Hofmann

aus Schwalmstadt

Marburg, 2015

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:
08.12.2015

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr PD Dr. C. Güldner

1. Korreferentin: Frau Prof. Dr. G. Krombach

2. Korreferentin: Frau Prof. Dr. R. Engenhardt-Cabillic

Für meine Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	1
1.1 Nase und Nasennebenhöhlen.....	1
1.1.1 Anatomie	1
1.1.2 Akute und chronische Rhinosinusitis	2
1.1.2.1 Definition	2
1.1.2.2 Epidemiologie	3
1.1.2.3 Diagnostik	3
1.1.2.4 Komplikationen.....	5
1.1.2.5 Therapie	6
1.1.3 Chirurgie der Nasennebenhöhlen	6
1.2 Die Computertomographie.....	8
2. FRAGESTELLUNG	11
3. MATERIAL UND METHODEN	12
3.1 Material	12
3.1.1 Humane Ganzkopfpräparate	12
3.2 Methoden.....	12
3.2.1 Anfertigung der Rohdatensätze	12
3.2.2 Technische Parameter	13
3.2.3 Beurteilung der Bilder	14
3.2.4 Darstellung und Bewertung der anatomischen Strukturen	16
3.2.4.1 Erster Schnitt.....	17
3.2.4.2 Kieferhöhle	19
3.2.4.3 Nervus infraorbitalis	20
3.2.4.4 Os turbinale	21
3.2.4.5 Processus uncinatus.....	22
3.2.4.6 Lamina papyracea I.....	23
3.2.4.7 Zweiter Schnitt	24
3.2.4.8 Arteria ethmoidalis anterior	25
3.2.4.9 Lamina papyracea II.....	25
3.2.4.10 Lamina lateralis fossa olfactoria	26
3.2.4.11 Lamina cribrosa.....	27

3.2.4.12	Dritter Schnitt.....	28
3.2.4.13	Canalis nervus opticus	29
3.2.4.14	Canalis nervus vidianus.....	30
3.2.4.15	Foramen rotundum	31
3.2.4.16	Vierter Schnitt mit Canalis arteria carotidea interna	32
3.2.4.17	Fünfter Schnitt mit Stirnhöhlenhinterwand	33
3.2.5	Statistische Auswertung	34
4.	ERGEBNISSE	35
4.1	Notenverteilung	35
4.2	Ergebnisse einzelner Strukturen.....	37
4.2.1	Kieferhöhle	37
4.2.2	Nervus infraorbitalis	39
4.2.3	Os turbinale	40
4.2.4	Processus uncinatus	42
4.2.5	Lamina papyracea I	43
4.2.6	Arteria ethmoidalis anterior	45
4.2.7	Lamina papyracea II	46
4.2.8	Lamina lateralis fossa olfactoria	48
4.2.9	Lamina cribrosa	50
4.2.10	Canalis nervus opticus	52
4.2.11	Canalis nervus vidianus	54
4.2.12	Foramen rotundum	56
4.2.13	Canalis arteria carotidea interna	58
4.2.14	Stirnhöhlenhinterwand.....	59
4.3	Ergebnisse aller Strukturen	61
4.3.1	CTDI-Wert	61
4.3.1.1	Differenzierung nach Schädeln	63
4.3.1.2	Selektierte Strukturen.....	65
4.3.2	Röhrenspannung	67
4.3.3	Röhrenstrom-Zeit-Produkt.....	68
4.3.4	Rekonstruktionskernel	69
4.3.5	Signifikante Korrelationen.....	71
4.4	Betrachtung des optimalen Bereiches.....	74
4.4.1	CTDI-Wert	74
4.4.2	Rekonstruktionskernel	77

5.	DISKUSSION	79
5.1	Aktualität der Fragestellung	79
5.2	Diskussion von Material und Methoden	82
5.2.1	Material.....	82
5.2.2	Die Computertomographie in der Diagnostik der NNH	82
5.2.3	Auswahl der anatomischen Strukturen	84
5.2.4	Befundung und Benotung der Bilder	85
5.3	Diskussion der Ergebnisse	87
5.3.1	Notenverteilung	87
5.3.2	Rekonstruktionskernel	88
5.3.3	Potential der Dosisreduktion.....	90
5.3.4	Limitierende Faktoren	93
5.4	Schlussfolgerungen und Ausblick	94
6.	ZUSAMMENFASSUNG.....	96
7.	SUMMARY	98
8.	VERZEICHNISSE	100
8.1	Literaturverzeichnis.....	100
8.2	Abkürzungsverzeichnis.....	109
8.3	Abbildungsverzeichnis	110
8.4	Tabellenverzeichnis.....	113
9.	ANHANG.....	114
9.1	Verzeichnis der akademischen Lehrer	114
9.2	Danksagung.....	115

1. EINLEITUNG

1.1 Nase und Nasennebenhöhlen

1.1.1 Anatomie

Die Anatomie der Nase und der luftgefüllten Nasennebenhöhlen (NNH) ist komplex, da sie enge topografische Nähe zueinander sowie zu knöchernen, nervalen und vaskulären Strukturen des Kopfes haben. Nase und NNH bilden zusammen eine funktionelle Einheit, weil die NNH in die Nasenhöhle münden. Die NNH setzen sich zusammen aus den zentral lokalisierten Siebbeinzellen (Cellulae ethmoidales), die kranial durch die Lamina cribrosa und lateral durch die Lamina papyracea (= mediale Wand der Orbita) begrenzt werden, den kranial gelegenen Stirnhöhlen (Sinus frontales), den paarig angelegten Kieferhöhlen (Sinus maxillares), deren kraniale Begrenzung der Orbitaboden bildet, in welchem der Nervus infraorbitalis verläuft sowie der dorsal gelegenen Keilbeinhöhle (Sinus sphenoidalis). In der Nasenhaupthöhle werden Meatus nasi superior, medius und inferior von der je kranial gelegenen Concha nasalis sup., med. und inf. begrenzt. Das Os turbinale der Concha nasalis inferior stellt einen eigenen Knochen dar, die anderen beiden Conchae sind Teil des Siebbeins. Kieferhöhle, Stirnhöhle und vordere Siebbeinzellen (= osteomeatale Einheit) drainieren in den Meatus nasi medius, während die hinteren Siebbeinzellen in den Meatus nasi superior drainieren. Die Keilbeinhöhle drainiert wegen ihrer dorsalen Lage in den Recessus sphenoethmoidalis. Die Kieferhöhle wird an ihrer Öffnung nach vorn durch den Processus uncinatus begrenzt. Dorsal der Keilbeinhöhle liegen in enger Verbindung die Arteria carotidea interna sowie der Nervus opticus (Schünke et al. 2006).

Die Nasenschleimhaut in der Nasenhöhle dient der Erwärmung und Befeuchtung der eingeatmeten Luft, während die Nasennebenhöhlen durch Pneumatisation zur Minderung des Gewichtes des knöchernen Schädels beitragen (Schünke et al. 2006). Zudem spielt die Morphologie der NNH eine Rolle in der nasalen Resonanz und trägt zur Stimmbildung bei (Havel et al. 2014). Nase und NNH werden durch respiratorisches Flimmerepithel ausgekleidet, welches bei intakter Funktion durch Zilienschlag Krankheitserreger entfernen kann und somit einen Teil der unspezifischen Abwehr bildet (Schünke et al. 2006).

1.1.2 Akute und chronische Rhinosinusitis

1.1.2.1 Definition

Die Leitlinie „*Rhinosinusitis*“ definiert gleichnamige Erkrankung als eine Entzündung von Nase und Nasennebenhöhlen mit mindestens zwei der Symptome nasale Obstruktion, Nasensekretion (*anterior/postnasal drip*), Gesichtsschmerz/-druck oder Riechstörung sowie Charakteristika in Endoskopie (Nasenpolypen, Eiter/Schwellung/Schleimhautverlegung im mittleren Nasengang) und/oder in der Computertomographie (Schleimhautmodifikationen des osteomeatalen Komplexes und/oder der NNH) (Stuck et al. 2012), (Fokkens et al. 2012).

Dabei legt die Leitlinie die akute und die chronische Form der Rhinosinusitis fest. Bei der akuten Rhinosinusitis halten die Symptome max. 12 Wochen an und verschwinden danach wieder vollständig, die chronische Rhinosinusitis (CRS) ist durch ein Symptomintervall länger als 12 Wochen gekennzeichnet, wobei die Symptome nicht vollständig sistieren (Stuck et al. 2012), (Fokkens et al. 2012).

Pathophysiologisch kann die akute Rhinosinusitis in eine virale und eine bakterielle Form eingeteilt werden, wobei häufig eine virale Rhinitis oder aber ein grippaler Infekt der Erkrankung vorausgehen (Fokkens et al. 2012). Die Ätiologie der chronischen Rhinosinusitis ist laut Marple et al. weitaus vielfältiger. Häufig wird sie begründet durch allergische und nicht-allergische Rhinitis, Nasenpolypen oder anatomisch bedingte mechanische Obstruktion durch Abweichungen von Nasenseptum oder Os turbinale. Weniger häufige Gründe sind Entzündung (z. B. durch Superantigene), Pilzsinusitis, bakterielle Sinusitis mit oder ohne Biofilmbildung, gastroösophagealer Reflux, Rauch oder andere Umwelteinflüsse, Immundefekte, genetische Ursachen oder verschlimmerte Atemwegsinfekte durch Aspirin (Marple et al. 2009). Allerdings findet sich keine Evidenz für die kausale Korrelation zwischen nasalen anatomischen Varianten im Allgemeinen und der Inzidenz der CRS (Fokkens et al. 2012).

1.1.2.2 Epidemiologie

Die Rhinosinusitis ist eine häufige Erkrankung. Wie deutsche und europäische Leitlinie anhand epidemiologischer Studien aufzeigen, liegt die Häufigkeit der allergischen Rhinitis bei Erwachsenen mit akuter Rhinosinusitis bei 25 – 30 %. Die Inzidenz der chronischen Rhinosinusitis wird mit 40 – 80 % verzeichnet (Stuck et al. 2012), (Fokkens et al. 2012). Rosenfeld et al. konnten 2007 feststellen, dass einer von sieben Erwachsenen in den USA von der Erkrankung betroffen ist, was absolut eine Menge von ca. 31 Millionen Patienten mit diagnostizierter Rhinosinusitis pro Jahr bedeutet (Rosenfeld et al. 2007). Das „*European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps*“ (EPOS) postuliert, dass die Rhinosinusitis eine der Top 10-Erkrankungen in Bezug auf die verursachten Kosten in den USA sei (Fokkens et al. 2012). Auch bei Kindern ist die Rhinosinusitis ein häufiges Leiden. Hier treten ca. 6 – 8 virale obere Atemwegsinfekte pro Jahr auf, bei denen 5 – 13 % durch eine sekundär bakterielle Infektion der NNH verkompliziert werden können (Esposito et al. 2007). Studien zeigen, dass ca. 5 – 15 % der gesamten Bevölkerung Europas und der USA an chronischer Rhinosinusitis leiden, wobei die Prävalenz von ärztlich diagnostizierter CRS bei nur 2 – 4 % liegt (Fokkens et al. 2012).

1.1.2.3 Diagnostik

Die Leitlinie „*Rhinosinusitis*“ empfiehlt zur Diagnostik der akuten Rhinosinusitis die Anamnese, klinische Untersuchung und nasale Endoskopie. In der Regel sei keine radiologische Untersuchung notwendig (Stuck et al. 2012). Falls in schweren Verläufen der akuten Rhinosinusitis doch eine Bildgebung nötig ist, um die klinische Diagnose zu stützen, ist das konventionelle Röntgen im Vergleich zur Computertomographie (CT) weniger sensitiv sowie weniger zuverlässig und eine CT-Aufnahme der NNH wird aus diesem Grund bevorzugt (Burke et al. 1994). Auch die Leitlinie empfiehlt daher den routinemäßigen Einsatz des konventionellen Röntgen nicht, sondern postuliert eine Ablösung durch moderne Schnittbildverfahren (Stuck et al. 2012).

Die Diagnose der chronischen Rhinosinusitis erfordert, wie oben erwähnt, multiple Symptome über einen Zeitraum von länger als 3 Monaten. Für eine definitive Diagnose wird laut Marple et al. in der Endoskopie eine geschwollene Mukosa oder Ausfluss in Verbindung mit einer CT-Bildgebung gefordert, falls die Entzündung nicht den mittleren Meatus oder die Bulla ethmoidalis betrifft. Die Diagnostik und Entscheidung

zur Therapie der CRS sei aber dahin gehend schwierig, als dass sie wie bereits erläutert durch multiple Ätiologien bedingt wird (Marple et al. 2009). Ebenso werden im „*European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps*“ für die Diagnose einer CRS sichtbare Zeichen der Erkrankung gefordert. Entweder werden in der Endoskopie Zeichen von Nasenpolypen und/oder eitrigem Ausfluss vor allem aus dem mittleren Meatus und/oder Ödeme/Schleimhautverlegung vor allem im mittleren Meatus verlangt und/oder in der Computertomographie Mukosaveränderungen des osteomeatalen Komplexes und/oder der Sinus (Fokkens et al. 2012). Die Empfehlung der Leitlinie lautet daher für die Diagnose einer CRS, dass zusätzlich zur klinischen Diagnostik Befunde aus Endoskopie und CT zu beachten sind (Stuck et al. 2012).

Als Diagnostikum der Wahl postulieren Fokkens et al. die CT in der Bildgebung der NNH, da sie Luft, Knochenstrukturen und Weichteilgewebe optimal darstellen kann. Sie sollte aber erst eingesetzt werden, wenn eine medikamentöse Therapie misslingt und um Symptome und Endoskopiebefunde zu unterstützen. In der primären Diagnostik wird sie nur empfohlen bei unilateralen Symptomen (Fokkens et al. 2012). Im Zuge der präoperativen Diagnostik vor einem chirurgischen Eingriff der NNH (siehe Kapitel 1.1.3, Seite 6) erfolgt obligat der Einsatz einer CT-Bildgebung (Stuck et al. 2012), welcher schon im Jahr 1987 durch Zinreich empfohlen wurde (Zinreich et al. 1987). Die CT dient dabei der Aufklärung über anatomische Verhältnisse und hilft, die Indikation zur Operation (OP) zu stellen (Anzai et al. 2004). Zudem kann das OP-Risiko dadurch abgeschätzt werden und es kann eine Einteilung in Routine-OP vs. komplexe OP stattfinden (Sonkens et al. 1991).

In einer Studie von Casiano an 247 Patienten, die operiert werden sollten, konnte festgestellt werden, dass Endoskopie- und CT-Befund präoperativ mit einer Sensitivität von 74 % und einer Spezifität von 84 % gut miteinander korrelieren. In der Endoskopie wurden dabei anteriorer und posteriorer osteomeataler Komplex im Hinblick auf Mukosastatus beurteilt sowie anatomische Varianten wie Septumdeviation oder Anomalien des mittleren Os turbinale (Casiano 1997). Ebenso konnten Kaplan et al. eine statistisch signifikante Korrelation von Endoskopie- und präoperativem CT-Befund bei Patienten mit CRS ohne Asthma bestätigen (Kaplan und Kountakis 2004). Bhattacharyya et al. postulierten sogar, dass durch den Einsatz der Endoskopie bei Patienten mit CRS-Symptomen die diagnostische Genauigkeit dahin gehend verbessert

würde, als dass die Verwendung der CT reduziert, Kosten gesenkt und Strahlung eingespart werden könnte (Bhattacharyya und Lee 2010). Dabei ist es trotz allem kostengünstiger, die Diagnose der CRS anhand einer CT-Aufnahme zu bestätigen, bevor Therapie oder Überweisung zum HNO-Arzt erfolgen, anstatt die Diagnose nur durch Symptome allein zu stellen (Leung et al. 2014). In einer Studie von Daramola et al. wurde festgestellt, dass auch die befragten Patienten eine CT-gestützte Therapie einer empirischen Medikamenten-gestützten Therapie vorziehen, wenn die Diagnose der CRS nicht definitiv durch Untersuchungen feststeht. Dabei war sich mit 70 % aller Patienten der Großteil nicht über die CT-bedingte Strahlung bewusst (Daramola et al. 2014).

1.1.2.4 Komplikationen

Die akute Sinusitis kann Komplikationen bedingen, die eine Operation erfordern. Dazu zählen gemäß Leitlinie orbitale, intrakranielle und septische Komplikationen. Unter orbitale Komplikationen fallen beispielsweise die Periostitis der Lamina papyracea, Subperiostalabszesse und Orbitaphlegmone. Symptome sind Lidschwellung, Chemosis, Exophthalmus, Visuseinschränkung oder Motilitätseinschränkungen, die bis zur Erblindung oder zum Bulbusstillstand führen können (Stuck et al. 2012). Eitrige intrakranielle Komplikationen der Sinusitis stellen Epidural- und Zerebralabszesse, Subduralempyeme, Meningitis, Thrombosen der venösen Sinus (sagittalis sup. und cavernosus) sowie Osteomyelitis dar. Zur Abklärung ist eine Bildgebung unabdingbar, um durch eine geeignete Therapie die Mortalität zu senken (Gallagher et al. 1998).

Komplikationen der chronischen Sinusitis sind seltener als die der akuten Form und vor allem bedingt durch Interaktion mit den umliegenden knöchernen Strukturen. Sie umfassen Osteitis, die Entstehung von Mukozelen und dadurch bedingte Knochendestruktion und -expansion, metaplastischen Knochenumbau und gelegentlich die Neuropathie des Nervus opticus. Selten können bei der CRS ähnliche Komplikationen wie bei der akuten Sinusitis vorkommen, die aber fast immer sekundär durch akute Superinfektionen entstehen (Fokkens et al. 2012).

1.1.2.5 Therapie

Da die akute Rhinosinusitis zumeist viral ausgelöst ist, wird die Antibiotikagabe nicht empfohlen (Stuck et al. 2012). Die Therapie sollte in diesem Fall eine symptomatische Behandlung sowie die Aufklärung des Patienten umfassen (Fokkens et al. 2012). Antibiotikagabe sollte Patienten mit hohem Fieber oder starken (einseitigen) Gesichtsschmerzen vorbehalten bleiben (Fokkens et al. 2012) sowie bei Verstärkung der Beschwerden, drohender Komplikationen und bei Patienten mit schweren, chronischen Erkrankungen, Risikofaktoren oder Immundefizienz bzw. –suppression (Stuck et al. 2012). Therapie der Wahl ist dabei laut Leitlinie Amoxicillin (Stuck et al. 2012), (Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie 2011), (Federspil 2009).

Die Therapie der CRS erfolgt nach Ausschöpfen der konservativen Maßnahmen chirurgisch (Stuck et al. 2012), siehe folgendes Kapitel 1.1.3. Als offene Empfehlung postuliert die Leitlinie eine längerfristige Antibiotikatherapie kombiniert mit Steroiden als Alternative zur OP (Stuck et al. 2012). Empfohlen wird dazu entweder der Einsatz von Aminopenicillin + β -Lactamase-Inhibitor oder eines Cephalosporins der 2. Generation (Stuck et al. 2012), (Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie 2011), (Federspil 2009). Bei Patienten ohne Nasenpolypen scheint es Evidenz für die Anwendung von niedrig dosierten Makroliden über 12 Wochen zu geben (Fokkens et al. 2012).

1.1.3 Chirurgie der Nasennebenhöhlen

Die endoskopisch gestützte, funktionell orientierte Nasennebenhöhlenchirurgie (FESS, englisch für *Functional Endoscopic Sinus Surgery*) stellt den Goldstandard der operativen Therapie der CRS dar (Dammann 2007), (Welch und Stankiewicz 2009). Sie ist dann indiziert, wenn die konservative Therapie versagt hat (Stuck et al. 2012), (Fokkens et al. 2012). Als Voraussetzung der OP fordert die Leitlinie „*Rhinosinusitis*“ eine adäquate Bildgebung in Form einer CT-Aufnahme (≥ 2 Ebenen) (Stuck et al. 2012).

Die operative Durchführung beinhaltet folgende Maßnahmen und Ziele (Stuck et al. 2012):

- Modifikation der NNH-Anatomie, z. B. Herstellung von Neoostien, Abtragung von Siebbeinzellen
- Abänderung von anatomischen Varianten, z. B. Concha bullosa, Septumdeviation
- Entfernung von Polypen oder hyperplastischen/pathologischen Schleimhautveränderungen, z. B. osteitischen Knochenbälkchen
- Säuberung von Schleim- oder Sekretresten
- Konservierung der gesunden Schleimhautanteile und möglichst Schonung anatomischer Strukturen der NNH

Letztendlich soll mithilfe der FESS die Selbstreinigungsfunktion der NNH (Dammann 2007) durch Verbesserung von Ventilation und Drainage wiederhergestellt werden statt der radikalen Entfernung der Mukosa (Wigand und Hosemann 1991). Es wird daher ein konservatives chirurgisches Vorgehen empfohlen, wobei die Entscheidung, ob das mittlere Os turbinale entfernt oder geschont wird, dem Operateur obliegt, der die Notwendigkeit abschätzen kann (Fokkens et al. 2012).

Viele Studien konnten zeigen, dass die FESS ein sicheres und effektives Mittel ist, um Patienten mit CRS erfolgreich zu behandeln (Fokkens et al. 2012), (Hopkins et al. 2009), (Chester et al. 2009). Unter die Top 3 der verbesserten Symptome durch die OP fallen Nasensekretion (*postnasal drip*), nasale Obstruktion und Gesichtsschmerz/-druck (Ling, Francis T K und Kountakis 2007). Vor allem das Symptom der nasalen Obstruktion wird durch die FESS behoben, in mittlerem Maße der Gesichtsschmerz/-druck und die Nasensekretion und am wenigsten die Riechstörung und der Kopfschmerz (Chester et al. 2009), (Fokkens et al. 2012). Andere Studien sprechen von statistisch und klinisch signifikanter Verbesserung bei 6 von 7 Symptomen, wobei Kopfschmerz das Symptom war, welches die Patienten am meisten einschränkte, aber keine signifikante Verbesserung zeigte (Soler et al. 2008). Trotz allem verbessert die OP signifikant das Allgemeinbefinden sowie die Lebensqualität (Fokkens et al. 2012), auch bei Patienten mit Nasenpolypen (Holzmüller et al. 2009). Zwar konnten Hopkins et al. feststellen, dass die Verbesserung der Symptome auch in einer postoperativen Observationsphase

von 60 Monaten stabil gut blieb, allerdings wurde in dieser Zeit eine chirurgische Revisionsrate von ca. 20 % verzeichnet, worüber die Patienten vor der OP aufgeklärt werden müssen (Hopkins et al. 2009).

Das Ziel der Chirurgie ist die präzise Beseitigung oben genannter Probleme. Dazu ist eine präoperative Visualisierung der individuellen Anatomie durch eine CT-Bildgebung notwendig, wie anhand von Simmen und Schuknecht in ihrer „präoperativen Checkliste“ festgehalten. Nur so kann die OP unter minimalem Risiko auch präzise und erfolgreich durchgeführt werden (Simmen und Schuknecht 1997).

1.2 Die Computertomographie

Die Computertomographie (CT) ist ein radiologisches Schnittbildverfahren, bei dem transversale Schichten durch Röntgenstrahlung generiert werden. Die Methode wurde im Jahr 1968 von Hounsfield und Cormack erfunden. Das CT-Gerät besteht aus einer Gantry (= „Röhre“), in der sich der Spannungsgenerator, die Röntgenröhre, das Blendsystem, die Kühlung und das Detektorsystem befinden sowie aus dem Patiententisch, einem Steuerungspult und dem Computer. Es gibt CT-Geräte der 1. bis 4. Generation. Heutzutage werden Geräte der 3. und 4. Generation angewendet, bei welchen die Röntgenröhre rotieren kann. In der 4. Generation kann zwischen Einzelschicht- und Spiral-CT-Technik unterschieden werden. Dabei werden bei der Einzelschicht-CT, wie der Name schon sagt, jeweils einzelne Schichten generiert, während die Spiral-CT mit einer dauerrotierenden Röhre ausgestattet ist, die eine spiralförmige Aufnahme ermöglicht. Dies erlaubt durch Rekonstruktionsalgorithmen die Rekonstruktion von Schichten in unterschiedlicher Dicke und Abstand zueinander. Eine weitere Methode bietet die Mehrzeilen-CT, die aus Geräten der 3. Generation entwickelt wurde und 2 – 256 Detektorzeilen parallel gegenüber der rotierenden Röntgenröhre installiert hat. Dadurch ergibt sich eine schnellere Rotation als bei der Spiral-CT-Technik. Eine weitere Möglichkeit bietet die Dual-Source-CT, bei der zwei Röntgenröhren kombiniert sind, wodurch die Aufnahmezeit so weit optimiert werden konnte, dass auch gute Bilder von sich bewegendenden Strukturen (z. B. Herz-CT) angefertigt werden können (Reiser et al. 2011).

Die Abschwächung der Röntgenstrahlung bei Durchstrahlung des Körpers wird durch die Detektoren gemessen. Diese Werte werden im Computer logarithmiert und nach einer Hoch- und Tiefpassfilterung (= Faltungskerne/Kernel) rückprojiziert. Dieser Vorgang wird als gefaltete Rückprojektion bezeichnet. Dadurch ergibt sich das CT-Schichtbild (Reiser et al. 2011). Der Einsatz dieser Faltungskerne hängt von der untersuchten Region sowie der Fragestellung ab. Es gibt glättende oder hochauflösende Kernel (Bundesärztekammer 2007). Als Dosismessgröße dient der CTDI (*Computed Tomography Dose Index*), gemessen in mGy, anhand dem man verschiedene Geräte miteinander vergleichen kann und der vom Hersteller des CT-Gerätes deklariert werden muss. Er gibt die Strahlendosis an, die bei einem CT-Schnitt appliziert wird normiert auf die Breite der Schichtkollimation. Angegeben wird gleichermaßen die Dosis, die auf die Schicht auftrifft sowie auch die Streustrahlung (Prokop 2002).

Die Computertomographie ist ein geeignetes Verfahren, um besonders knöcherne Strukturen gut darstellen zu können (Reiser et al. 2011). Dabei stellt sich Knochen weiß und Luft schwarz dar. Ihr Einsatz ist damit in der Bildgebung der NNH von Nutzen. Wie oben erwähnt, dient die CT der Aufklärung über anatomische Verhältnisse der NNH und hilft, die Indikation zur OP bei CRS zu stellen (Anzai et al. 2004). Als bisheriger Referenzwert in der Diagnostik der NNH gilt ein CTDI-Wert von 9 mGy (Bundesamt für Strahlenschutz 2010).

Die CT ist eine häufig angewandte Untersuchungstechnik, die laut Brix et al. einen nicht unerheblichen Anteil zur Gesamtdosis aller Röntgenanwendungen zu verzeichnen hat. Der relative Anteil der CT im Vergleich aller Röntgenanwendungen in Deutschland lag im Jahr 2001 bei 6 %, was einem relativen Dosisbeitrag zur effektiven Gesamtdosis von 47,2 % entspricht (Brix et al. 2005). Die CT findet bei ca. 90 % aller NNH-Untersuchungen als Goldstandard in prä- und postoperativer Untersuchung der CRS sowie in der Traumadiagnostik Anwendung, die restlichen 10 % der Indikationen zur Bildgebung entfallen auf die Tumordiagnostik, wo CT und MRT verwendet werden können (Dammann 2007). Bei solchen Zahlen ist die Strahlenexposition des Patienten eine nicht zu verachtende Größe. Sie ist bei Anfertigung von CT-Aufnahmen laut Rothenberg und Pentlow abhängig von Röhrenspannung und -strom, Untersuchungszeit und -feld, Rotationswinkel, Filtration, Kollimation, Schichtdicke und Abstand der Strahlenquelle zum Patienten. Werden diese Untersuchungsparameter zur

Dosiseinsparung variiert, erhöht sich das Bildrauschen. Man muss deshalb einen Kompromiss zwischen Bildqualität und Dosis finden (Rothenberg und Pentlow 1992), beispielsweise kann allein durch Modulation des Röhrenstroms die Strahlenexposition reduziert werden (Hietschold et al. 2008).

2. FRAGESTELLUNG

Wie bereits in der Einleitung erläutert, erfolgt im Zuge der präoperativen Diagnostik vor FESS der Einsatz einer CT-Bildgebung (Zinreich et al. 1987). In vorliegender Arbeit soll untersucht werden, inwieweit die Dosis in der Computertomographie der Nase und Nasennebenhöhlen vor FESS unter Berücksichtigung der klinisch notwendigen Bildqualität reduziert werden kann. Folgende Aufgabenstellungen sind von Interesse und werden im Laufe der Arbeit behandelt:

1. Wie wurden die anatomischen Strukturen im Einzelnen benotet?
2. Wie ist die Darstellbarkeit jeder einzelnen anatomischen Struktur vom CTDI-Wert abhängig?
3. Können dosisabhängige und dosisunabhängige anatomische Strukturen aufgezeigt werden? Welche sind dies jeweils?
4. Wie ist die Darstellbarkeit aller anatomischen Strukturen gemeinsam vom CTDI-Wert und Röhrenstrom-Zeit-Produkt, von der Röhrenspannung und den Rekonstruktionskernel abhängig?
5. Gibt es Unterschiede in der Bewertung der verschiedenen Schädelpräparate ?
6. Nützt die Betrachtung selektierter Scores (Ausnahme der dosisunabhängigen Strukturen aus der Auswertung), um feinere Unterschiede im CTDI-Bereich zu erkennen?
7. Können signifikante Korrelationen von CTDI-Wert, Röhrenstrom-Zeit-Produkt und Röhrenspannung mit anatomischen Strukturen unter Verwendung der Rekonstruktionskernel (gemeinsam und aufgeteilt nach einzelnen Kernel) festgestellt werden?
8. Gibt es einen optimalen Bereich von CTDI-Wert und Kerneleinstellung, der festgelegt werden kann?

Das Ziel der Arbeit besteht darin, einen minimalen Dosisbereich bei ausreichend guter Bildqualität zu ermitteln, um sich auf Standardeinstellungen (im CTDI- und Kernelbereich) zur präoperativen Untersuchung der Nase und Nasennebenhöhlen in der CT festzulegen und damit den Patienten mit möglichst wenig Strahlung zu belasten.

3. MATERIAL UND METHODEN

3.1 Material

3.1.1 Humane Ganzkopfpräparate

Zur Anfertigung der CT-Bilder wurden drei humane Ganzkopfpräparate verwendet, da es aus strahlenschutzrechtlichen sowie ethischen Gründen nicht möglich war, diese Röntgenserienuntersuchungen am lebenden Menschen anzufertigen. Die drei Präparate stammten von Körperspendern, die sich zu Lebzeiten der Forschung und Lehre verschrieben und dies auch juristisch bindend niedergelegt hatten. Die Köpfe sind durch die betreuende Institution sofort nach dem Tod der Patienten schockgefroren worden, um sie zur Anfertigung der Bilder wieder auftauen zu lassen. Somit waren alle anatomischen Strukturen noch vorhanden, die sich in der CT vergleichbar zum lebenden Patienten abbilden lassen.

3.2 Methoden

3.2.1 Anfertigung der Rohdatensätze

Zur Anfertigung der Rohdatensätze wurden in Zusammenarbeit mit der Klinik für Radiologie und Neuroradiologie Gießen sowie dem Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz der Technischen Hochschule Mittelhessen CT-Bilder der humanen Ganzkopfpräparate angefertigt. Ein CT-Gerät stellt durch Röntgenstrahlung dreidimensionale Schnittbilder des Gewebes her. Somit ist es möglich, eine Struktur in allen drei Ebenen des Raumes – axial, koronar und sagittal – zu betrachten.

Zur Anfertigung der Schnittbilder wurde das CT-Gerät *SOMATOM Definition AS* (64-Zeilen) der Firma *Siemens* verwendet, welches sich in der Klinik für Radiologie und Neuroradiologie in Gießen befindet. Die Lagerung des zu untersuchenden Präparates erfolgte im CT-Gerät in liegender Position auf dem Tisch in Analogie zum liegenden Menschen. Da das Bundesamt für

Strahlenschutz bisher einen CTDI-Wert von 9 mGy als diagnostischen Referenzwert zur Untersuchung der NNH bei Verdacht der chronischen Rhinosinusitis mittels CT vorschlägt, wurden keine Aufnahmen über 9 mGy angefertigt (Bundesamt für Strahlenschutz 2010).

3.2.2 Technische Parameter

Unter Variation von Röhrenstrom-Zeit-Produkt (7 mAs – 205 mAs) sowie Röhrenspannung (80 kV, 100 kV oder 120 kV) wurden Bilder mit einer Spanne des CTDI-Wertes von 0,32 mGy bis 9,00 mGy angefertigt. Zudem wurden als Rekonstruktionsalgorithmen die Faltungskerne (auch: Kernel) ultrascharf (H70h), scharf (H60f, H60s) oder mittelscharf (H50f, H50s und H47f, H47s) verwendet. Alle CT-Aufnahmen wurden mit standardisierten Schichtdicken von 0,6 mm und einem konstanten Pitchfaktor von 1 erzeugt. Die verwendeten technischen Parameter werden in Tabelle 1 noch einmal übersichtlich verdeutlicht.

Tabelle 1: Übersicht über die verwendeten technischen Parameter des CT-Gerätes.

Parameter	Wert
Röhrenstrom-Zeit-Produkt [mAs]	7, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 59, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90, 97, 100, 120, 140, 160, 180, 200, 205
Röhrenspannung [kV]	80, 100, 120
CTDI-Wert [mGy]	0,32; 0,44; 0,66; 0,67; 0,88; 0,93; 1,10; 1,32; 1,39; 1,52; 1,55; 1,77; 1,85; 1,98; 2,20; 2,28; 2,31; 2,42; 2,64; 2,78; 2,85; 3,04; 3,09; 3,24; 3,30; 3,52; 3,70; 3,74; 3,81; 3,95; 4,39; 4,57; 4,63; 5,27; 5,56; 6,09; 6,15; 6,48; 7,02; 7,41; 7,61; 7,90; 8,33; 8,78; 8,98; 9,00
Faltungskern	H70h, H60f, H60s, H50f, H50s, H47f, H47s
Schichtdicke [mm]	0,6
Pitchfaktor	1

Von Schädel 1 (S1) und Schädel 2 (S2) wurden jeweils 183 Aufnahmen, von Schädel 3 (S3) wurden 178 Aufnahmen mit unterschiedlichen technischen Einstellungen erstellt. Davon wurden 141 Bilder (je 47 Bilder pro Schädel) zusätzlich in dreifacher Ausführung (mit gleicher technischer Einstellung) in den Datensatz aufgenommen, um eine bessere Vergleichbarkeit zu erreichen und Fehler durch Abfolge der Bilder und infolgedessen Verzerrung der Ergebnisse zu

minimieren. Aus diesen dreifach bewerteten Bildern wurde später bei der Auswertung ein Mittelwert gebildet, welcher in die Ergebnisse für die jeweilige Kombination von Röhrenparametern mit einging.

Den Bildern wurden durch einen an der Auswertung nicht beteiligten Physiker Zufallsnummern zugeordnet, sodass eine Anonymisierung und Randomisierung der Datensätze gegenüber dem Befunder gegeben war. Somit lagen dem Befunder zum Zeitpunkt der Befundung lediglich die zufälligen, randomisierten Nummern der Bilder und keine Angaben über technische Daten vor, sodass eine Zuordnung zur technischen Einstellung nicht möglich war. Folglich war die Verblindung des Befunders gewährleistet. Erst nach Abschluss der Bildanalyse erfolgte die Entblindung und Zuordnung zu den jeweiligen Parametern des Datensatzes, um eine statistische Auswertung zu ermöglichen.

3.2.3 Beurteilung der Bilder

Um standardisierte Bedingungen zur Beurteilung zu schaffen, wurden die Bilder in einem abgedunkelten Raum konstanter Helligkeit auf immer demselben Computer angeschaut und bewertet. Dabei entsprach sowohl der Monitor als auch die Umgebungshelligkeit den Anforderungen an die Betrachtung in Befundungsqualität. Die Aufnahmen wurden zur Bewertung mit dem DICOM viewer *OsiriX*® (Pixmeo Sarl©, Version 5.8.2, 32-Bit) analysiert. Die weitere Dokumentation der Daten erfolgte auf Basis von Excel (Version 14.0.4760.1000, 32-Bit, 2010).

Nach Einarbeitung in die Befundung der anatomischen Strukturen und die Differenzierung in die verschiedenen Bildqualitätsstufen durch den Betreuer der Dissertation erfolgten die weiteren Auswertungen komplett selbstständig. Unklare Befunde wurden zwischenzeitlich gemeinsam reevaluiert.

Benotung

In Analogie zu den aus der Arbeitsgruppe vorbekannten Beurteilungskriterien für die Nase und Nasennebenhöhlen wurde jede einzelne anatomische Struktur mit einer Note von 1 bis 4 bewertet, wobei die Note 1 sehr gut und die Note 4 nicht

beurteilbar bedeutete, siehe Tabelle 2. Bei paarigen Strukturen wurde ein Mittelwert aus den Noten beider Seiten gebildet und notiert.

Tabelle 2: Bedeutung der Notenvergabe.

Note	Bedeutung
1	sehr gut zu sehen
2	gut zu sehen
3	schlecht zu sehen
4	nicht zu sehen

Die Note 1 konnte vergeben werden, wenn die Struktur sehr gut beurteilbar war und sich vom umgebenden Gewebe sehr gut abgrenzen ließ. Die Note 2 wurde vergeben, wenn die Struktur gut beurteilbar war, wie zum Beispiel eine Struktur, die zwar gut zu sehen, aber unscharf oder verschwommen war und deshalb nicht die Note 1 verdiente. Die Note 3 bedeutete, dass die anatomische Struktur schlecht beurteilbar war. Dies war der Fall bei sehr unscharfen Aufnahmen mit schlechter Auflösung. Bei Vergabe der Note 4 war die anatomische Struktur nicht auffindbar oder gegen die Umgebungsstrukturen nicht abgrenzbar und somit auch nicht beurteilbar.

Da 14 anatomische Strukturen zur Bewertung vorlagen, ergab sich insgesamt ein möglicher Notenscore mit einer Summe von minimal 14 (14 x Note 1) bei sehr guten bis hin zu maximal 56 (14 x Note 4) bei sehr schlechten Bildern.

3.2.4 Darstellung und Bewertung der anatomischen Strukturen

Tabelle 3 gibt einen Überblick über die insgesamt 14 anatomischen Strukturen, die von Interesse waren und deshalb beurteilt wurden.

Tabelle 3: Übersicht über die 14 anatomischen Strukturen mit Ebene und Schnitt.

	Bezeichnung	Ebene	Schnitt
A	Knöcherne Begrenzung der Kieferhöhle	Koronar	1
B	Knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis	Koronar	1
C	Os turbinale der Concha nasalis inferior	Koronar	1
D	Processus uncinatus	Koronar	1
E	Lamina papyracea I (auf Höhe des Processus uncinatus)	Koronar	1
F	Arteria ethmoidalis anterior	Koronar	2
G	Lamina papyracea II (auf Höhe der A. ethmoidalis anterior)	Koronar	2
H	Lamina lateralis fossa olfactoria	Koronar	2
I	Lamina cribrosa	Koronar	2
J	Knöcherne Begrenzung des Canalis nervus opticus	Koronar	3
K	Canalis nervus vidianus	Koronar	3
L	Foramen rotundum	Koronar	3
M	Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea interna	Axial	4
N	Knöcherne Begrenzung der Stirnhöhle (Stirnhöhlenhinterwand)	Sagittal	5

Die Bilder wurden in einem einheitlichen Verfahren begutachtet, in welchem fünf standardisierte Schnitte eingestellt wurden, um eine Reproduzierbarkeit und Standardisierung der Beurteilung zu ermöglichen. In diesen Schnitten mussten die jeweiligen anatomischen Strukturen aufgesucht und bewertet werden. Durch die Gegebenheit anatomischer Normvarianten war es gelegentlich nötig, dass die Strukturen nur durch vorsichtiges Justieren nach anterior oder posterior der eigentlichen Einstellung aufzufinden waren. Im Folgenden soll anhand von

Bildbeispielen gezeigt werden, wie die fünf Schnitte mit den jeweiligen anatomischen Strukturen aufgesucht wurden und wie die Bildqualität variierte.

3.2.4.1 Erster Schnitt

Um den ersten Schnitt zu finden, wurde das zu bewertende Bild zunächst in der Übersichtsdarstellung aufgerufen.

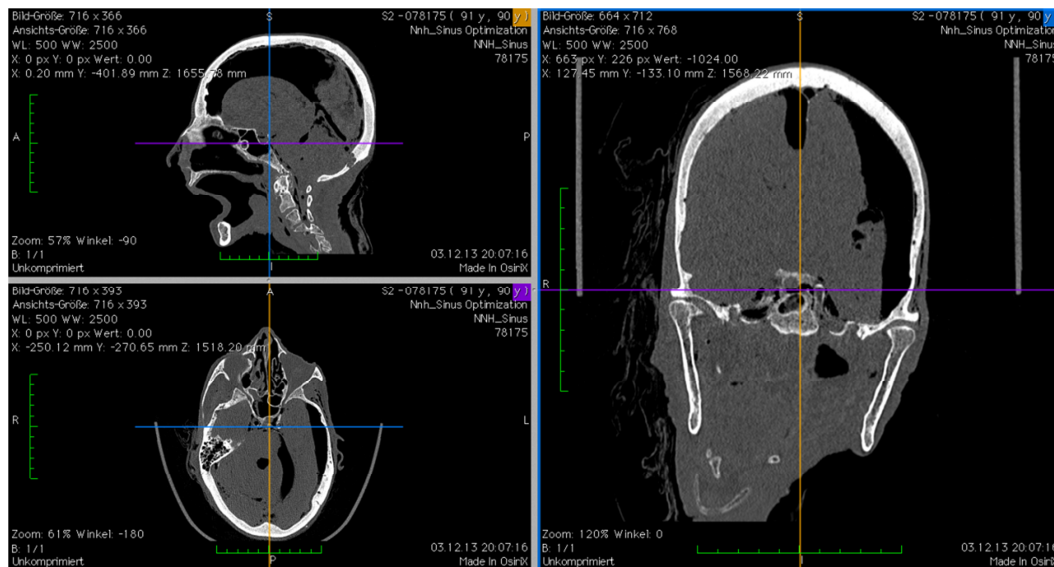


Abbildung 1: Übersichtsdarstellung mit den Ebenen **koronar** (rechts), **sagittal** (links oben) und **axial** (links unten).

Danach wurde das Bild in der koronaren Ebene (siehe Abbildung 1, rechtes Bild) extrahiert und vergrößert, bis ein guter Ausschnitt zur Bewertung der Strukturen vorlag. Das Bild wurde in der koronaren Ebene ganz ventral dargestellt. Anschließend wurde langsam zurück nach dorsal gefahren, bis der Processus uncinatus (siehe Struktur **D** in der folgenden Abbildung) gut darstellbar war. Hiermit war der erste Schnitt eingestellt, der in Abbildung 2 zu sehen ist.



Abbildung 2: Erster eingestellter Schnitt mit anatomischen Strukturen: **A** Kieferhöhlenwand, **B** Nervus infraorbitalis, **C** Os turbinale, **D** Processus uncinatus, **E** Lamina papyracea I.

In diesem ersten Schnitt konnten die anatomischen Strukturen aus Tabelle 4 bewertet werden.

Tabelle 4: Anatomische Strukturen des ersten eingestellten Schnittes.

	Bezeichnung
A	Knöcherne Begrenzung der Kieferhöhle
B	Knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis
C	Os turbinale der Concha nasalis inferior
D	Processus uncinatus
E	Lamina papyracea I (auf Höhe des Processus uncinatus)

3.2.4.2 Kieferhöhle

Zunächst wurde die laterale Wand der Kieferhöhle beurteilt, die einfach auszumachen war. Da es sich um massiven Knochen handelt, wurden nur die Noten 1 bis 3 vergeben, in keinem Fall die Note 4. Abbildung 3 zeigt anschaulich die verschiedenen drei Benotungen je nach Bildqualität. Die Bewertung der lateralen Wand richtet sich maßgeblich nach der Schärfe der Oberfläche sowie der Abgrenzung zur Luft auf Seiten der Kieferhöhle bzw. zum Weichteilgewebe lateral.

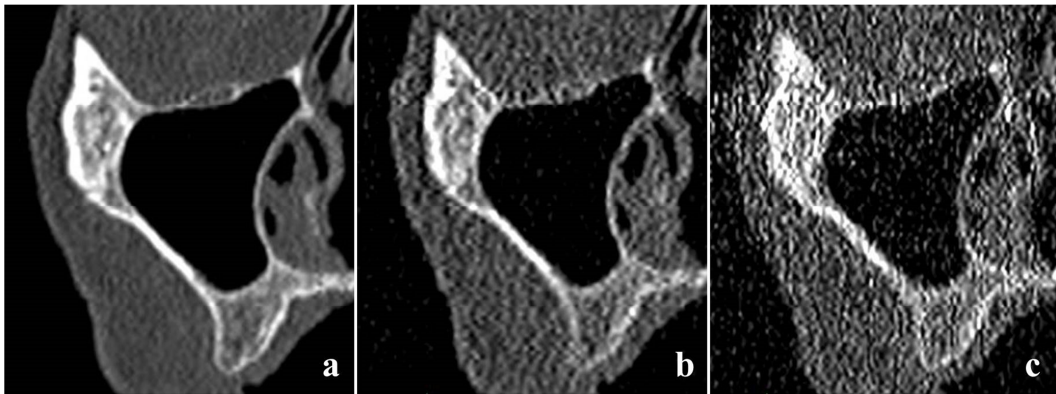


Abbildung 3: Übersicht über die Benotung der Kieferhöhlenwand rechts (S2): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3.

3.2.4.3 Nervus infraorbitalis

Im gleichen Bild wurde danach der Nervus infraorbitalis aufgesucht, welcher kranial des Sinus maxillaris und kaudal im Orbitaknochen zu finden ist. Er verläuft in einem knöchernen Kanal im Boden der Orbita, wobei vor allem die Darstellung der unteren Begrenzung zur Kieferhöhle für die Chirurgie der NNH von Bedeutung ist. Die knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis unterliegt anatomischen Varianten und besteht nur aus einer dünnen Wand, weshalb die Benotung zwischen den Noten 1 bis 4 variierte, siehe Abbildung 4.

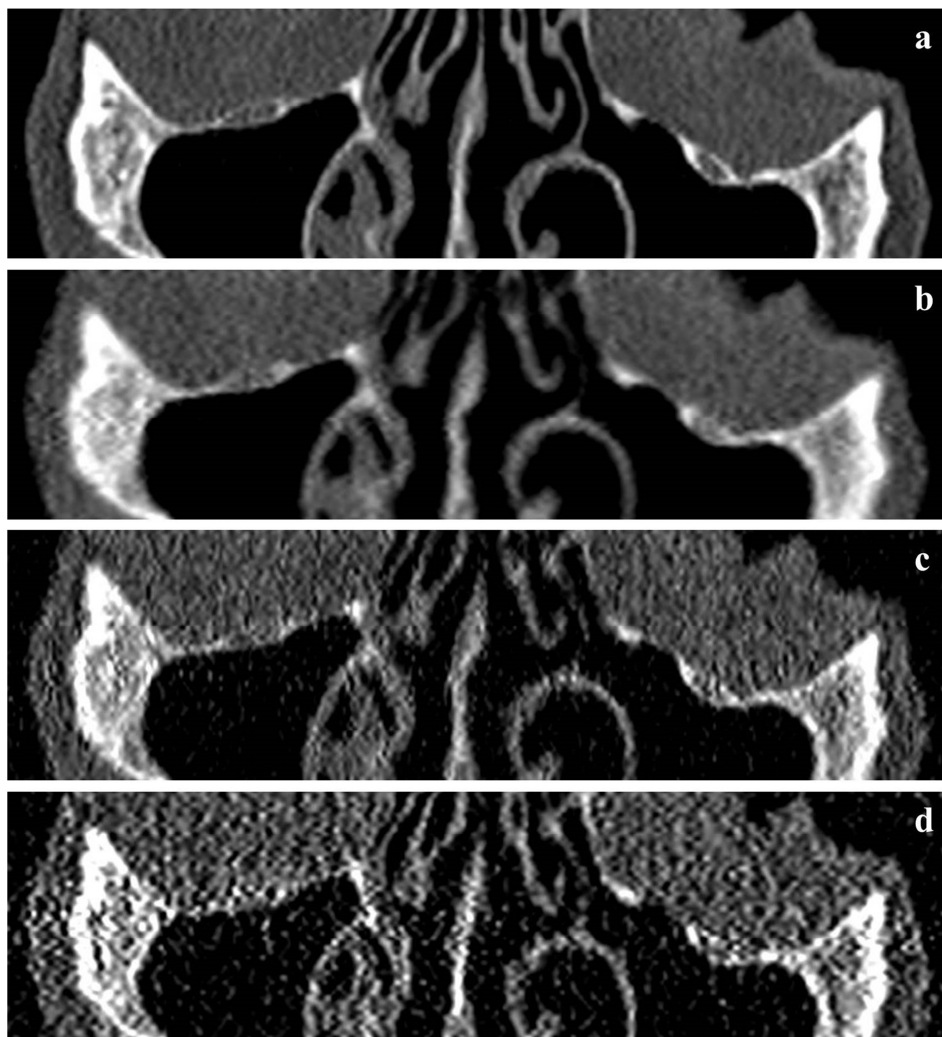


Abbildung 4: Übersicht über die Benotung des Nervus infraorbitalis (S2): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3, **d** Note 4.

3.2.4.4 Os turbinale

Das Os turbinale der Concha nasalis inferior entspringt der lateralen Nasenwand, wölbt sich nach medial-kaudal und ist umgeben vom Weichteilgewebe der unteren Nasenmuschel. Auch dieser Knochen ist eine sehr dünne Struktur, bei der zudem anatomische Varianten existieren, weshalb sie sehr gut bis sehr schlecht für die Beurteilung auszumachen war, wie im Bildbeispiel von Abbildung 5 verdeutlicht.

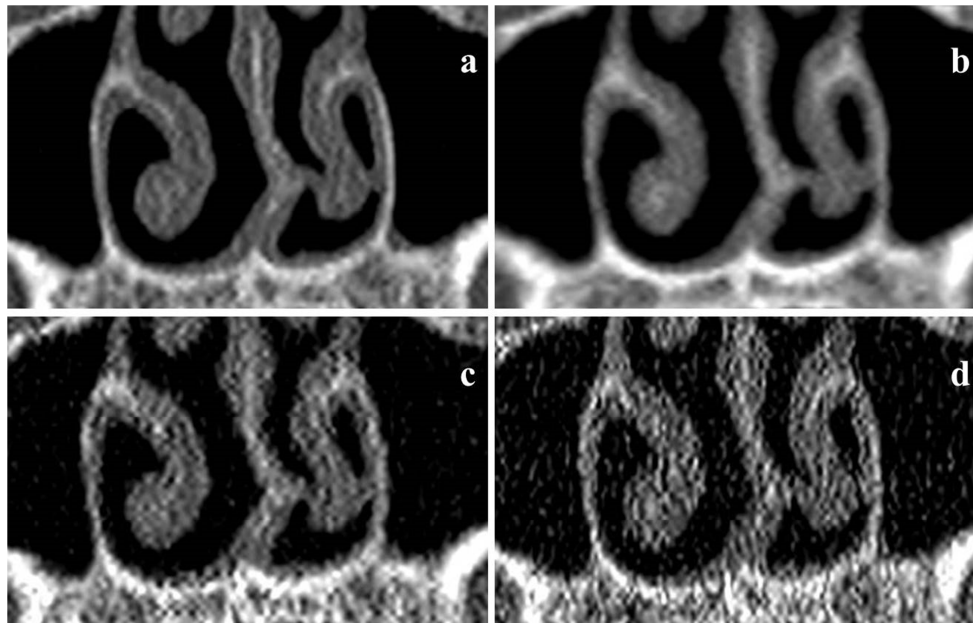


Abbildung 5: Übersicht über die Benotung des Os turbinale (S3): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3, **d** Note 4.

3.2.4.5 Processus uncinatus

Nachfolgend wurde der Processus uncinatus aufgesucht, welcher sich vom apikalen Pol der Concha nasalis inferior nach kranial erstreckt und an der medialen Orbitawand (= Lamina papyracea), an der Rhinobasis oder an der lateralen Wand der Concha nasalis media ansetzen kann (Simmen und Schuknecht 1997). Bei den Schädelpräparaten setzte der Processus uncinatus meist an der medialen Orbitawand an, wie hier im Bildbeispiel am rechten Processus zu sehen. Der linke Processus setzt hier an der Schädelbasis an. Da es sich um eine filigrane Struktur handelt, die je nach Anatomie und Pathologie in Umgebungsstrukturen eingebettet sein kann, unterlag auch der Processus uncinatus Schwankungsbreiten der Benotung mit Noten von 1 bis 4, wie in Abbildung 6 veranschaulicht.

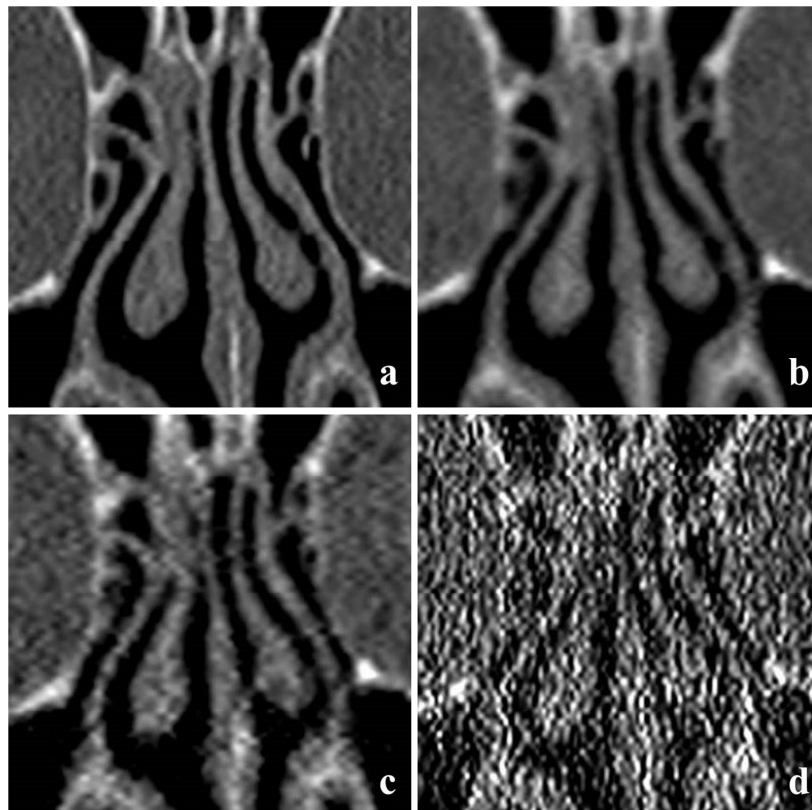


Abbildung 6: Übersicht über die Benotung des Processus uncinatus (S3):
a Note 1, b Note 2, c Note 3, d Note 4.

3.2.4.6 Lamina papyracea I

Als letzte Struktur im ersten Schnitt wurde die Lamina papyracea I beurteilt, die die dünne mediale Orbitawand in Richtung Nasenhaupthöhle darstellt. Da sie „papierdünn“ ist, wurden auch hier Noten von 1 bis 4 vergeben, wie in Abbildung 7 zu sehen. Sie wurde ein zweites Mal beurteilt im zweiten Schnitt (siehe Kapitel 3.2.4.9, Seite 25).

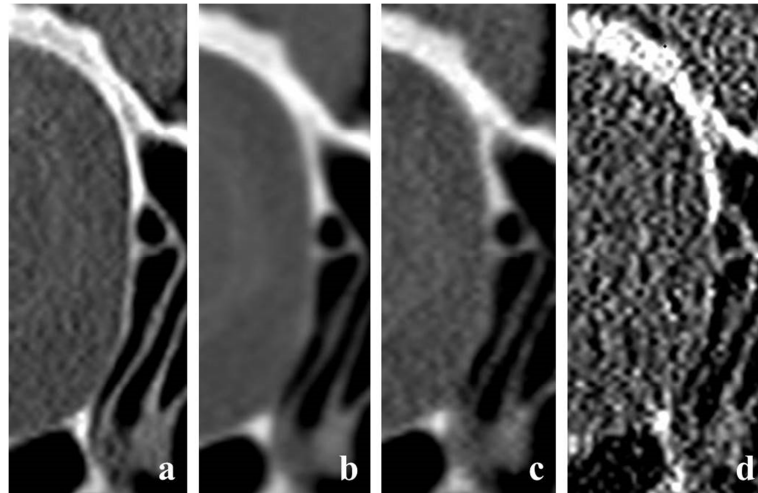


Abbildung 7: Übersicht über die Benotung der Lamina papyracea I des rechten Auges (S2):
a Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3, **d** Note 4.

3.2.4.7 Zweiter Schnitt

Nach Einstellung des ersten Schnittes wurde in der koronaren Ebene je nach anatomischen Begebenheiten mehr oder weniger weit nach dorsal gefahren, um den zweiten Schnitt einstellen zu können. Als Anhaltspunkt wurde der knöcherne Kanal der Arteria ethmoidalis anterior aufgesucht, welcher sich als horizontale Ausziehung des oberen Drittels der Lamina papyracea ausmachen lässt. Abbildung 8 veranschaulicht als Übersicht den zweiten Schnitt.



Abbildung 8: Zweiter eingestellter Schnitt mit anatomischen Strukturen: **F** Arteria ethmoidalis anterior, **G** Lamina papyracea II, **H** Lamina lateralis fossa olfactoria, **I** Lamina cribrosa.

Sobald man die Arteria ethmoidalis anterior darstellen konnte, hatte man den zweiten Schnitt zugeordnet und konnte die anatomischen Strukturen aus Tabelle 5 bewerten.

Tabelle 5: Anatomische Strukturen des zweiten eingestellten Schnittes.

	Bezeichnung
F	Arteria ethmoidalis anterior
G	Lamina papyracea II (auf Höhe der A. ethmoidalis anterior)
H	Lamina lateralis fossa olfactoria
I	Lamina cribrosa

3.2.4.8 Arteria ethmoidalis anterior

Durch die Einstellung der horizontalen Ausziehung im oberen Drittel der Orbita wurde direkt die Arteria ethmoidalis anterior dargestellt, welche in diesem knöchernen Kanal verläuft. Sie war als knöcherner Kanal oft sehr gut zu sehen, variierte allerdings in ihrer Schärfe mit Noten von 1 bis 4, vergleiche Abbildung 9.

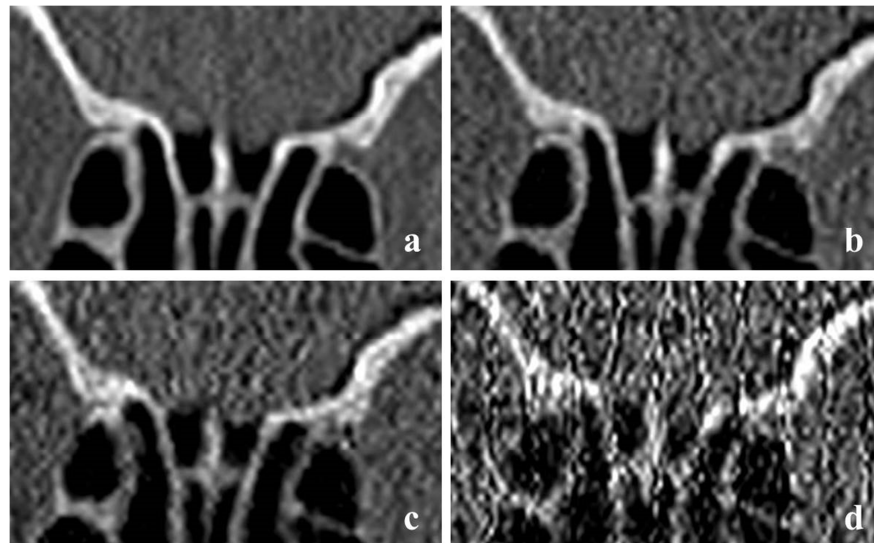


Abbildung 9: Übersicht über die Benotung der Arteria ethmoidalis anterior (S2): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3, **d** Note 4.

3.2.4.9 Lamina papyracea II

Von der Arteria ethmoidalis anterior ausgehend nach kaudal konnte die Lamina papyracea ein zweites Mal in einem anderen, zweiten Schnitt beurteilt werden. Sie war gut auszumachen, wurde jedoch wegen ihrer „papierdünnen“ Beschaffenheit je nach technischer Einstellung mit Noten von sehr gut bis nicht beurteilbar bewertet. In Abbildung 10 sind die verschiedenen Benotungen ersichtlich.

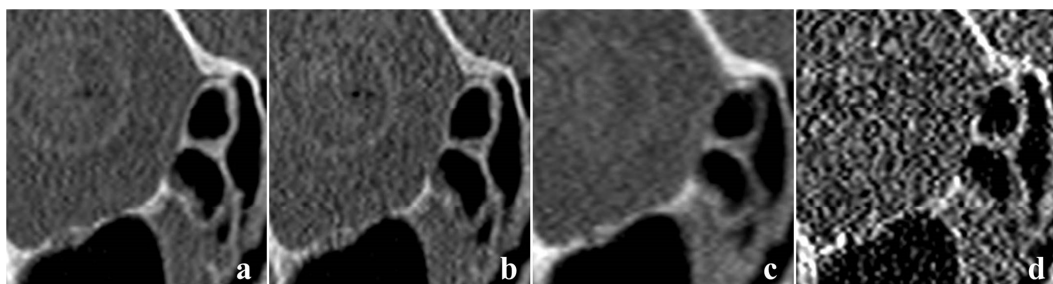


Abbildung 10: Übersicht über die Benotung der Lamina papyracea II des rechten Auges (S2): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3, **d** Note 4.

3.2.4.10 Lamina lateralis fossa olfactoria

Medial der Arteria ethmoidalis anterior und zentral im Bild in vertikaler Richtung verlaufend, findet sich die paarige Lamina lateralis fossa olfactoria an der Schädelbasis. Die Beurteilbarkeit der Lamina lateralis ebenso wie die der Lamina cribrosa (siehe folgendes Kapitel, Seite 27) differierte erheblich durch anatomische Bedingungen innerhalb der Schädelpräparate, wie in Abbildung 11 zu sehen.

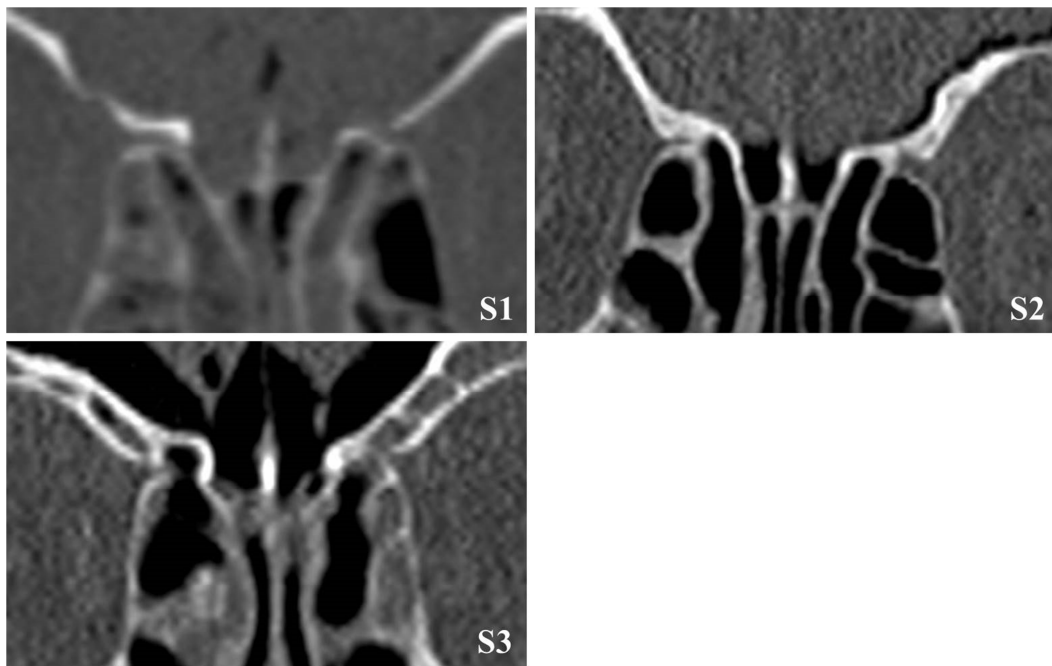


Abbildung 11: Übersicht über die anatomischen Varianten der Lamina lateralis fossa olfactoria und Lamina cribrosa: **S1** Schädel 1 mit Note 1 für beide Strukturen, **S2** Schädel 2 mit Note 1 für beide Strukturen, **S3** Schädel 3 mit Note 1 für Lamina lateralis fossa olfactoria und Note 2 für Lamina cribrosa.

Die Lamina lateralis wurde dabei teilweise von Strukturen umgeben, weshalb sie nicht gut von der Umgebung abzugrenzen war. War in diesem Fall der Kontrast nicht hoch genug, konnte sie schlechter beurteilt werden, was in schlechteren Noten resultierte. Je nach anatomischen Gegebenheiten und technischen Parametern konnte sie deshalb mit der Note sehr gut bis sehr schlecht beurteilt werden. Abbildung 12 verdeutlicht die Notenverteilung der Lamina lateralis fossa olfactoria und Lamina cribrosa am Beispiel von Schädel 2.

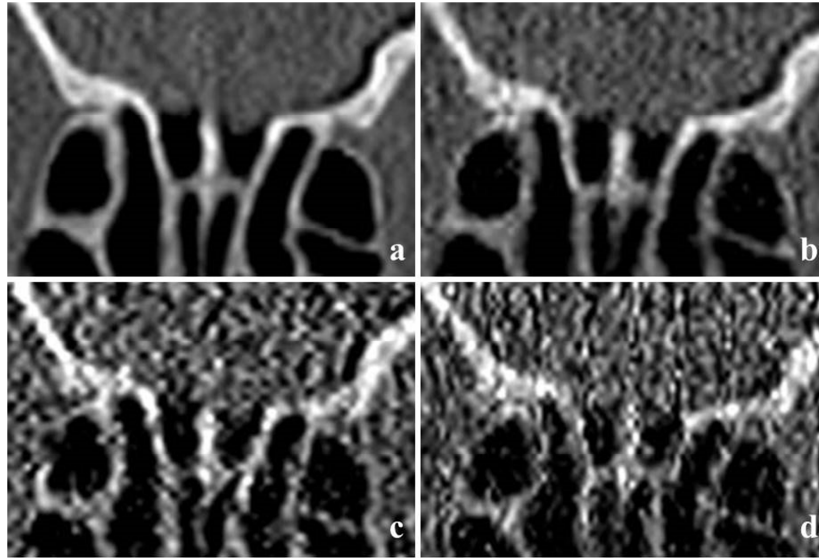


Abbildung 12: Übersicht über die Benotung der Lamina lateralis fossa olfactoria und Lamina cribrosa (S2): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3; Note gilt jeweils für beide Strukturen, **d** Note 3 für Lamina lateralis und Note 4 für Lamina cribrosa.

3.2.4.11 Lamina cribrosa

Den horizontalen Boden der Fossa olfactoria ungefähr in Bildmitte bildet die Lamina cribrosa. Ebenso wie die Lamina lateralis variierte die Beurteilbarkeit der Lamina cribrosa erheblich innerhalb der verschiedenen Schädelpräparate, wie in Abbildung 11 verdeutlicht. So ist ersichtlich, dass die Lamina cribrosa bei S1 mäßig gut, bei S2 dagegen sehr gut zu sehen war, da keine Umgebungsstrukturen vorhanden waren. Bei S3 überdeckten Umgebungsstrukturen die Lamina cribrosa. Die Notenverteilung der Lamina cribrosa differierte zwischen den Noten 1 bis 4, wie in Abbildung 12 zu erkennen.

3.2.4.12 Dritter Schnitt

Für den dritten eingestellten Schnitt wurde weiter in der koronaren Ebene nach dorsal geblättert, bis man zwei knöcherne Kanäle detektieren konnte, welche den Kanal des Nervus vidianus (kaudal, siehe **K**) sowie das Foramen rotundum (lateral, siehe **L**) darstellen.

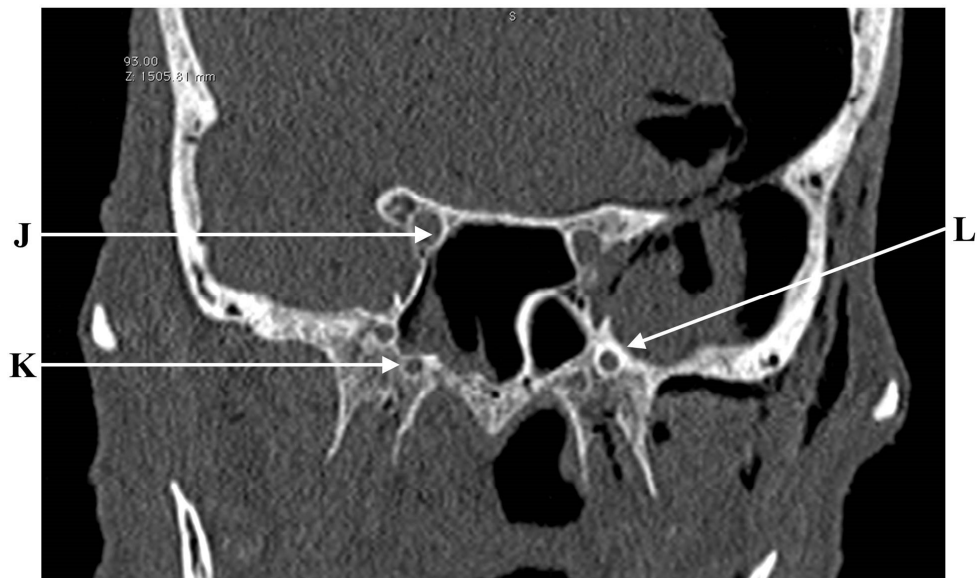


Abbildung 13: Dritter eingestellter Schnitt mit anatomischen Strukturen: **J** Knöcherne Begrenzung des Canalis nervus opticus, **K** Canalis nervus vidianus, **L** Foramen rotundum.

In diesem Schnitt wurden die Strukturen aus Tabelle 6 dargestellt und bewertet.

Tabelle 6: Anatomische Strukturen des dritten eingestellten Schnittes.

	Bezeichnung
J	Knöcherne Begrenzung des Canalis nervus opticus
K	Canalis nervus vidianus
L	Foramen rotundum

3.2.4.13 Canalis nervus opticus

Die Begrenzung des Canalis nervus opticus liegt im Bild kranial des Sinus sphenoidalis und medial-kaudal des Nervus opticus. Die knöcherne Wand grenzt damit den Nervus opticus vom Sinus sphenoidalis ab. Sie war sehr gut bis nicht zu beurteilen, weshalb die Notenvergabe zwischen den Noten 1 und 4 variierte, siehe Abbildung 14.

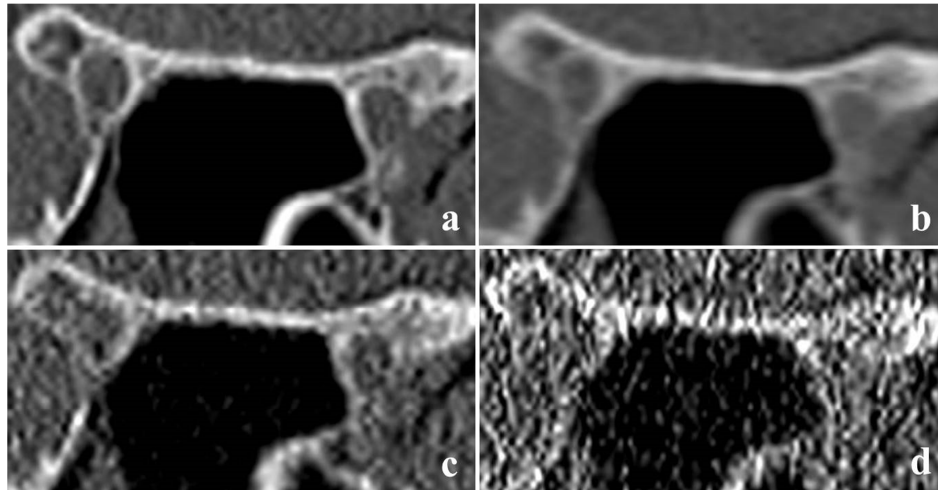


Abbildung 14: Übersicht über die Benotung der knöchernen Begrenzung des Canalis nervus opticus (S2):
a Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3, **d** Note 4.

3.2.4.14 Canalis nervus vidianus

Die beiden Foramina (nervus vidianus und rotundum) finden sich im Bild kaudal des Sinus sphenoidalis. Das Foramen des Nervus vidianus liegt hierbei medial und kaudal im Keilbeinknochen. Seine knöcherne Begrenzung zum Sinus sphenoidalis ist generell eine sehr dünne Struktur, weshalb Noten von 1 bis 4 vergeben wurden, siehe Abbildung 15.

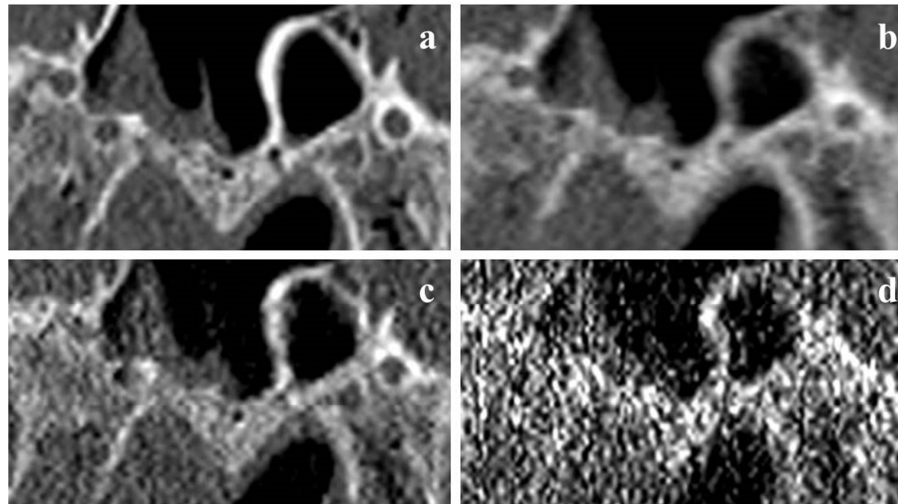


Abbildung 15: Übersicht über die Benotung des Canalis nervus vidianus und des Foramen rotundum (S2): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3, **d** Note 4; Note gilt jeweils für beide Strukturen.

Der Canalis nervus vidianus sowie das Foramen rotundum unterliegen bezüglich ihrer Lage zudem großer anatomischer Variabilität, was in der folgenden Abbildung 16 zu erkennen ist.

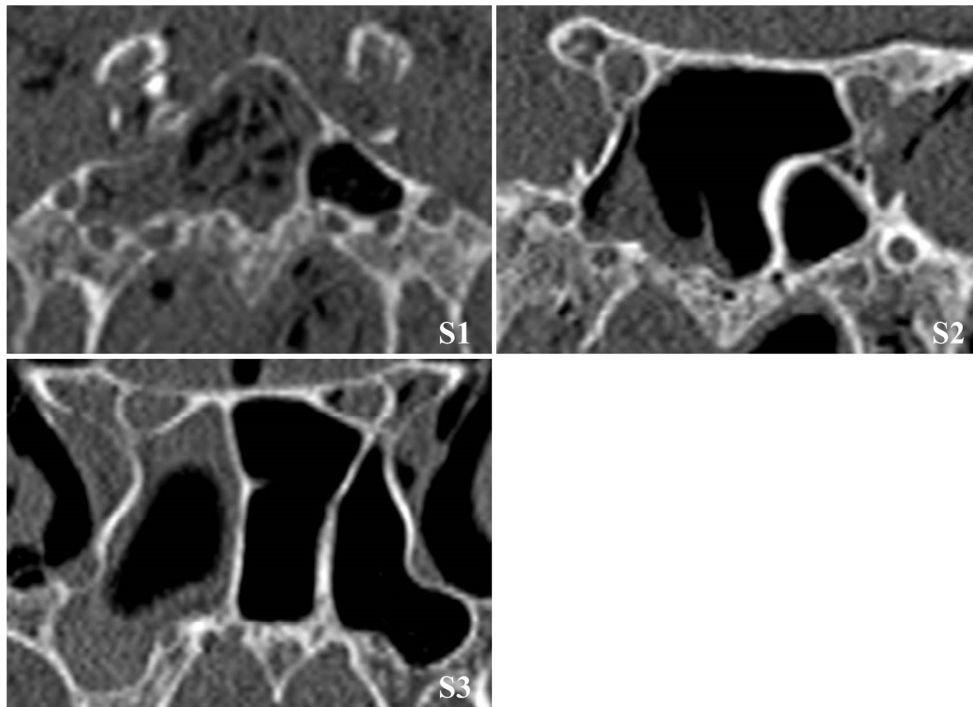


Abbildung 16: Übersicht über die anatomischen Varianten der dritten Einstellung: **S1** Schädel 1 (hier befindet sich der Canalis nervus opticus nicht mit im Bild, es musste ein wenig nach ventral justiert werden), **S2** Schädel 2, **S3** Schädel 3; jeweils mit Note 1 für alle drei Strukturen.

3.2.4.15 Foramen rotundum

Auch das Foramen rotundum liegt in der dritten Einstellung im Bild kaudal des Sinus sphenoidalis, allerdings schräg lateral und kranial vom Foramen des Nervus vidianus, wie in Abbildung 13 übersichtsmäßig dargestellt. Abbildung 16 verdeutlicht die anatomischen Varianten, denen das Foramen rotundum unterliegt. Bei Schädel 3 lag es frei und wurde von zwei Seiten nur von einer dünnen Knochenschicht begrenzt, bei den anderen Präparaten befand es sich direkt im stabilen Keilbeinknochen. Aus diesem Grund konnte es oft mit der Note sehr gut bewertet werden. In den seltensten Fällen wurde die Note 4 für das Foramen rotundum vergeben. Einen Überblick über die Notenverteilung liefert Abbildung 15 im vorherigen Kapitel.

3.2.4.16 Vierter Schnitt mit Canalis arteria carotidea interna

Für den vierten Schnitt wurde in die axiale Ebene gewechselt, um die knöcherne Vorderwand der Arteria carotidea interna zu bewerten. Gegebenenfalls musste leicht justiert werden, um die Arterie aufzufinden. Sie liegt hierbei im mittleren bis hinteren Drittel des Schädels an der Hinterwand des Sinus sphenoidalis, siehe Abbildung 17.



Abbildung 17: Vierter eingestellter Schnitt mit anatomischer Struktur: M Knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea interna.

Die knöcherne Vorderwand der Arteria carotidea interna wurde als einzige Struktur in diesem Schnitt beurteilt. Die Vorderwand der Arterie wird aus sehr dickem und stabilem Knochen gebildet, weshalb die Note 1 sehr häufig vergeben werden konnte. Gelegentlich wurde mit der Note 2 bewertet und in den seltensten Fällen mit der Note 3, wenn das Bild eine sehr schlechte Auflösung hatte und unscharf war. In nur zwei Fällen wurde die Note 4 vergeben. Abbildung 18 veranschaulicht die häufigsten Benotungen der Vorderwand der Arterie.

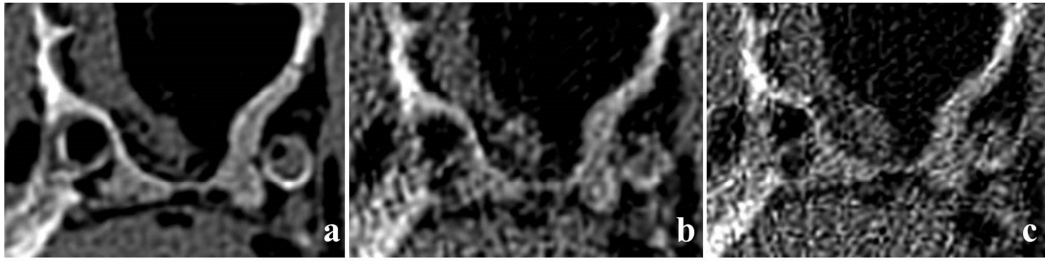


Abbildung 18: Übersicht über die Benotung der knöchernen Vorderwand der Arteria carotidea interna (S2): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3.

3.2.4.17 Fünfter Schnitt mit Stirnhöhlenhinterwand

Im letzten einzustellenden Schnitt wurde erneut die Ebene gewechselt, da die Stirnhöhlenhinterwand in der sagittalen Ebene leicht aufgesucht und bewertet werden konnte, wie in Abbildung 19 zu sehen. Durch Blättern von rechts nach links wurde sowohl die rechte als auch die linke Hinterwand der Stirnhöhle dargestellt und beurteilt.

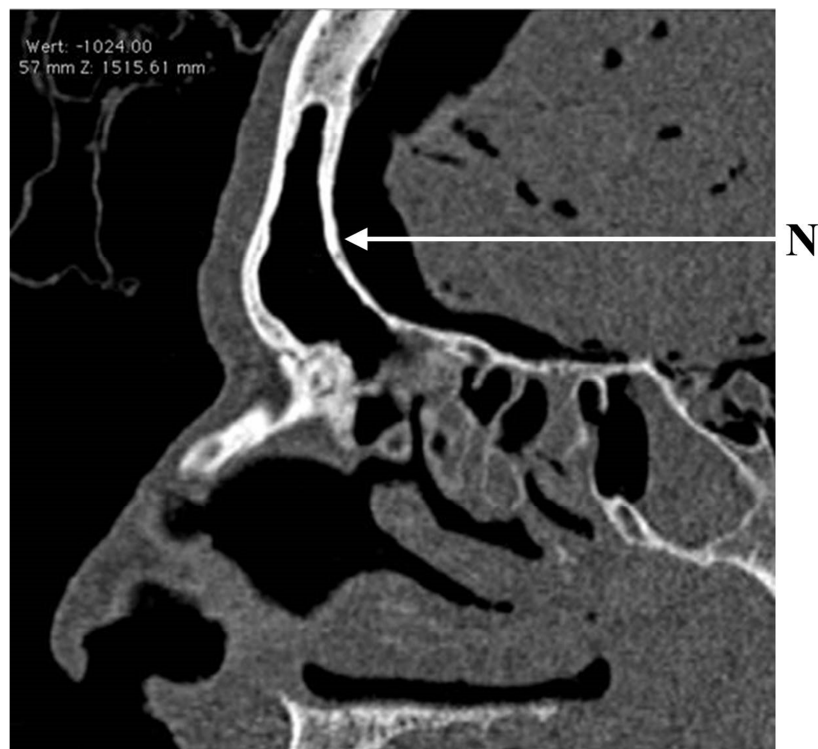


Abbildung 19: Fünfter eingestellter Schnitt mit anatomischer Struktur: **N** Stirnhöhlenhinterwand.

Die Stirnhöhlenhinterwand war die einzige zu bewertende Struktur im fünften Schnitt. Die Hinterwand der Stirnhöhle wird von Knochen gebildet, der von allen anatomischen Strukturen am massivsten ist. Aus diesem Grund wurden nur die Noten 1 bis 3 vergeben, siehe Abbildung 20. Die Stirnhöhlenhinterwand war in jedem Fall beurteilbar, weshalb die Note 4 nie vergeben wurde.

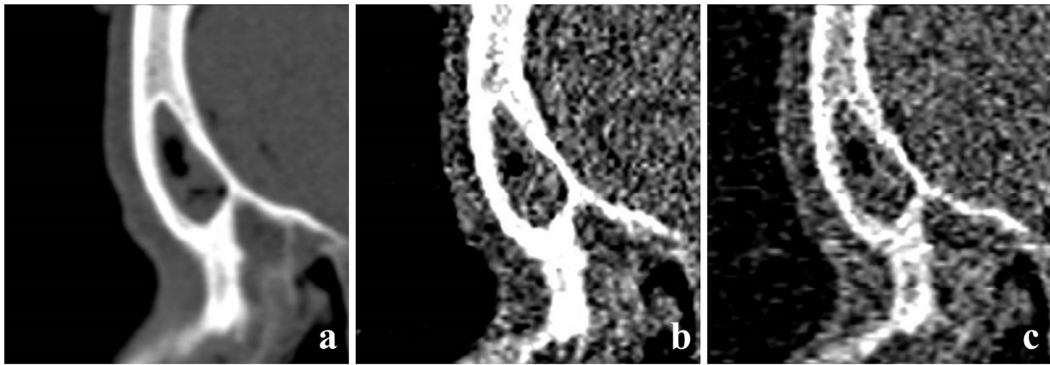


Abbildung 20: Übersicht über die Benotung der Stirnhöhlenhinterwand (S1): **a** Note 1, **b** Note 2, **c** Note 3.

3.2.5 Statistische Auswertung

Die primäre Datenerhebung erfolgte mit Hilfe einer Excel-Tabelle, die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programm *SPSS Statistics* (Version 17.0.0.0, SPSS Inc.). Hierbei wurde neben der rein deskriptiven Statistik der Student-t-Test für abhängige und unabhängige Variablen verwendet. Zudem wurde die Pearson-Korrelation für ausgewählte Fragestellungen mit den entsprechenden Korrelationskoeffizienten mit ihren Signifikanzen berechnet und ggf. nach Bonferroni adjustiert.

4. ERGEBNISSE

4.1 Notenverteilung

Die anatomischen Strukturen waren je nach Beschaffenheit und Bildqualität grundsätzlich besser oder schlechter auszumachen. So wird bei der Notenverteilung klar, dass dicke und solide knöcherne Strukturen öfter mit der Note 1 bewertet werden konnten, wie zum Beispiel die Begrenzung der Kieferhöhle (in 75,4 % der Fälle), die knöcherne Vorderwand der Arteria carotidea interna (in 74,4 % der Fälle) oder die Stirnhöhlenhinterwand (in 93,6 % der Fälle). Bei der Bewertung von Kieferhöhle und Stirnhöhlenhinterwand wurde in keinem Fall die Note 4 vergeben, bei Bewertung der Arteria carotidea interna in nur 0,4 % der Fälle (absolut: 2 Mal). Dagegen wurde die Note 4 bei filigranen, feinen Strukturen deutlich häufiger vergeben, wie beispielsweise beim Os turbinale (in 10,8 % der Fälle), bei der Lamina cribrosa (in 14,3 % der Fälle) oder beim Canalis nervus vidianus (in 18,4 % der Fälle). Tabelle 7 gibt einen Überblick über die Notenverteilung für jede anatomische Struktur im Einzelnen.

Tabelle 7: Notenverteilung in absoluten und relativen Zahlen sowie Mittelwert \pm Standardabweichung der Benotung jeder einzelnen anatomischen Struktur.

Bezeichnung	Note 1	Note 2	Note 3	Note 4	Mittelwert \pm SD
Stirnhöhlenhinterwand	509 (93,6 %)	32 (5,9 %)	3 (0,6 %)	0 (0 %)	1,07 \pm 0,28
Kieferhöhle	410 (75,4 %)	116 (21,3 %)	18 (3,3 %)	0 (0 %)	1,28 \pm 0,52
Canalis arteria carotidea interna	405 (74,4 %)	86 (15,8 %)	51 (9,4 %)	2 (0,4 %)	1,36 \pm 0,66
Foramen rotundum	351 (64,5 %)	93 (17,1 %)	63 (11,6 %)	37 (6,8 %)	1,61 \pm 0,94
Canalis nervus opticus	303 (55,7 %)	148 (27,2 %)	78 (14,3 %)	15 (2,8 %)	1,64 \pm 0,83
Lamina lateralis fossa olfactoria	271 (49,8 %)	161 (29,6 %)	88 (16,2 %)	24 (4,4 %)	1,75 \pm 0,88
Arteria ethmoidalis anterior	241 (44,3 %)	190 (34,9 %)	94 (17,3 %)	19 (3,5 %)	1,80 \pm 0,85
Nervus infraorbitalis	278 (51,1 %)	121 (22,2 %)	102 (18,8 %)	43 (7,9 %)	1,83 \pm 0,99
Lamina papyracea I	176 (32,4 %)	238 (43,8 %)	114 (21,0 %)	16 (2,9 %)	1,94 \pm 0,81
Processus uncinatus	184 (33,8 %)	219 (40,3 %)	123 (22,6 %)	18 (3,3 %)	1,95 \pm 0,83
Lamina papyracea II	133 (24,4 %)	219 (40,3 %)	136 (25,0 %)	56 (10,3 %)	2,21 \pm 0,93
Lamina cribrosa	201 (36,9 %)	91 (16,7 %)	174 (32,0 %)	78 (14,3 %)	2,24 \pm 1,10
Canalis nervus vidianus	140 (25,7 %)	226 (41,5 %)	78 (14,3 %)	100 (18,4 %)	2,25 \pm 1,04
Os turbinale	91 (16,7 %)	250 (46,0 %)	144 (26,5 %)	59 (10,8 %)	2,31 \pm 0,88

Da jedoch eine so generelle Betrachtung nicht weiterführend ist, soll nun unter dem Schwerpunkt der Abhängigkeit von Dosis und Einstellungsparametern jede anatomische Struktur einzeln betrachtet werden.

4.2 Ergebnisse einzelner Strukturen

Für jede anatomische Struktur soll im Folgenden die relative Notenvergabe veranschaulicht und die Abhängigkeit der Noten vom CTDI-Wert aufgeführt werden. Pro CTDI-Wert wurden mehreren Noten vergeben, da verschiedene Aufnahmen mit dieser Einstellung durchgeführt wurden. Aus diesen Noten wurde pro CTDI-Wert ein Mittelwert gebildet. Diese Mittelwerte konnten für jede anatomische Struktur im Einzelnen graphisch gegen die technische Einstellung (CTDI-Wert) aufgetragen werden. Es ergibt sich eine Kurve, aus der ersichtlich wird, dass die Benotung besser wird bei steigendem CTDI-Wert.

4.2.1 Kieferhöhle

Die Kieferhöhle konnte mit 75,4 % häufig mit der Note 1 bewertet werden, da der Knochen an dieser Stelle sehr dick und damit gut zu sehen war. In 21,3 % der Fälle wurde die Note 2 vergeben und in 3,3 % die Note 3 bei sehr schlechten Bildern. Die Note 4 wurde hier nie vergeben, siehe Abbildung 21. Der Mittelwert \pm Standardabweichung der Benotung der Kieferhöhle beträgt $1,28 \pm 0,52$.

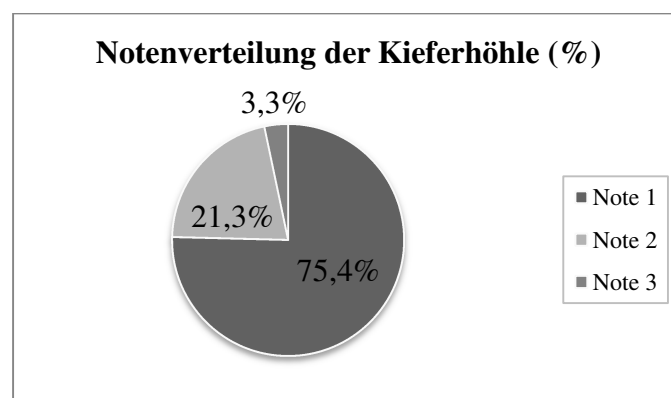


Abbildung 21: Übersicht über die relative Notenverteilung der Kieferhöhle.

Die folgende Abbildung 22 führt auf, wie die Notenvergabe vom CTDI-Wert abhängig ist: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Benotung. In der Graphik ist der Mittelwert inklusive einfacher Standardabweichung wiedergegeben (analog bei allen folgenden Graphiken). Hier wird deutlich, dass bei der Begrenzung der Kieferhöhle ab einem CTDI-Wert von 3,95 mGy mit zwei Ausnahmen im Mittel nur noch die Note 1

mit einer Standardabweichung von 0 vergeben wurde (Ausnahmen bei 4,57 mGy und 6,09 mGy, hier jeweils Mittelwert $1,08 \pm 0,29$).

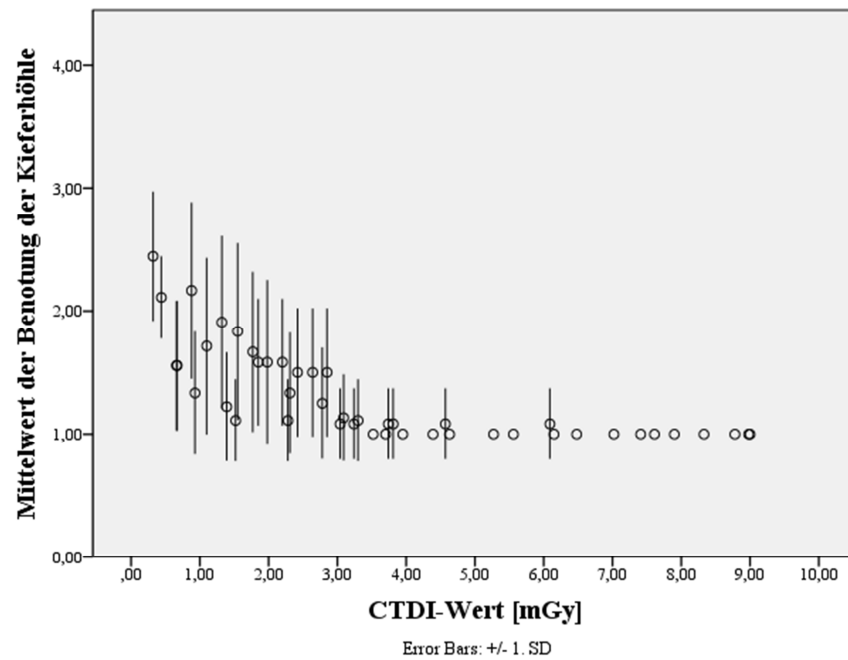


Abbildung 22: Korrelation der Benotung der Kieferhöhle mit dem CTDI-Wert.

4.2.2 Nervus infraorbitalis

Die knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis ist eine filigrane Struktur und besteht aus nur einer dünnen Wand. Aus diesem Grund wurde die Note 1 in 51,1 % vergeben, die Note 2 in 22,2 %, die Note 3 in 18,8 % und die Note 4 in 7,9 % der Fälle, siehe Abbildung 23. Der Mittelwert der Benotung des Nervus infraorbitalis beträgt $1,83 \pm 0,99$.

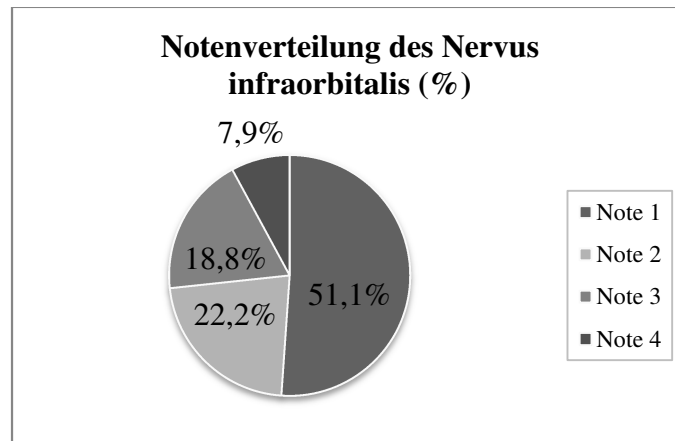


Abbildung 23: Übersicht über die relative Notenverteilung des Nervus infraorbitalis.

Die folgende Abbildung zeigt die Abhängigkeit vom CTDI-Wert auf: Man erkennt, dass auch die Benotung des Nervus infraorbitalis mit steigendem CTDI-Wert im Mittel besser wird. Es zeigt sich jedoch, dass auch im höheren Dosisbereich weiterhin eine Variabilität in Form der Standardabweichung besteht, allerdings geht die Benotung in Richtung der Note eins: Als bestmögliche Bewertung sei die Benotung bei 7,02 mGy und bei 9,00 mGy mit je $1,00 \pm 0$ genannt. Dazwischen finden sich jeweils leicht höhere Mittelwerte mit ebenso höherer Standardabweichung. Den schlechtesten Durchschnitt der Benotung hat der niedrige CTDI-Wert von 0,88 mGy mit der Note $3,50 \pm 0,67$.

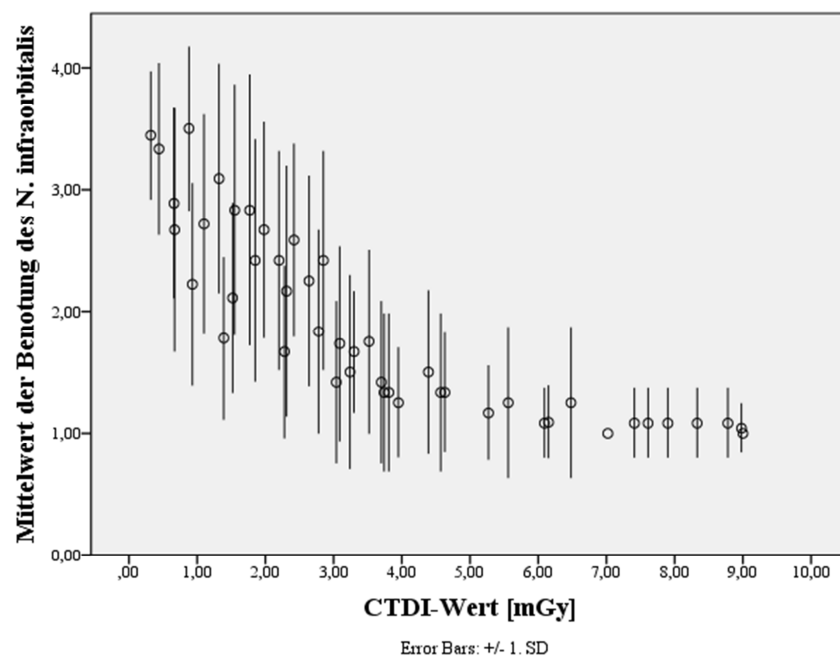


Abbildung 24: Korrelation der Benotung des Nervus infraorbitalis mit dem CTDI-Wert.

4.2.3 Os turbinale

Das Os turbinale ist ebenso eine sehr dünne Struktur, bei der zudem anatomische Varianten existieren, weshalb die Notenverteilung breit gefächert ist: Die Note 1 wurde in 16,7 %, die Note 2 in 46 %, die Note 3 in 26,5 % und die Note 4 in 10,8 % der Fälle zugeteilt, siehe Abbildung 25. Der Mittelwert der Benotung des Os turbinale beträgt $2,31 \pm 0,88$.

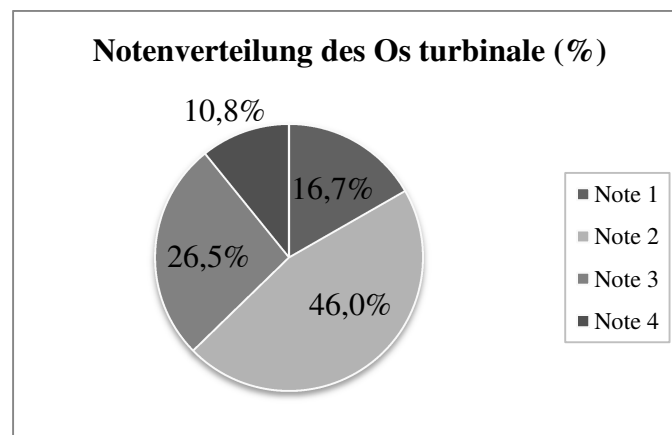


Abbildung 25: Übersicht über die relative Notenverteilung des Os turbinale.

Abbildung 26 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Es zeigt sich eine Tendenz analog der vorherigen Kurven, in der die Benotung besser wird bei steigendem CTDI-Wert. Im Vergleich zum Nervus infraorbitalis fällt hier auf, dass die beste Bewertung deutlich schlechter ausfällt. Diese findet sich beim CTDI-Wert von 8,78 mGy mit der durchschnittlichen Note $1,33 \pm 0,49$. Hier ist bei jedem Mittelwert eine Standardabweichung zu finden, somit sind die Noten breiter gestreut im Vergleich zum Nervus infraorbitalis, siehe Kapitel 4.2.2. Außerdem zeigt sich keine Sättigung im höheren Dosisbereich.

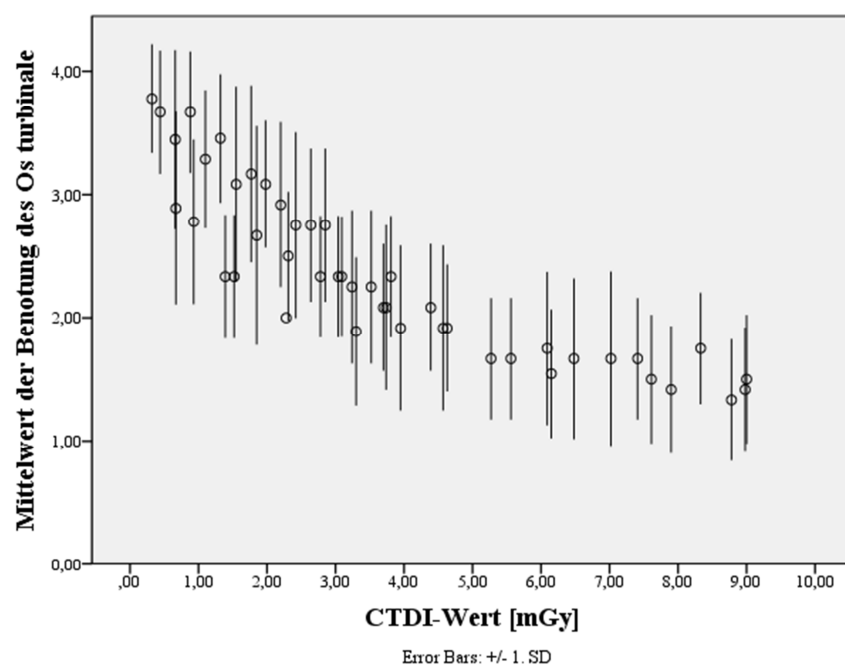


Abbildung 26: Korrelation der Benotung des Os turbinale mit dem CTDI-Wert.

4.2.4 Processus uncinatus

Bei dem Processus uncinatus handelt es sich um eine filigrane Struktur, die außerdem teilweise in Umgebungsstrukturen eingebettet sein kann. Die Benotung variierte aus diesem Grund: Die Note 1 wurde in 33,8 %, die Note 2 in 40,3 %, die Note 3 in 22,6 % und die Note 4 in 3,3 % der Fälle vergeben, siehe Abbildung 27. Der Mittelwert der Benotung des Processus uncinatus beträgt $1,95 \pm 0,83$.

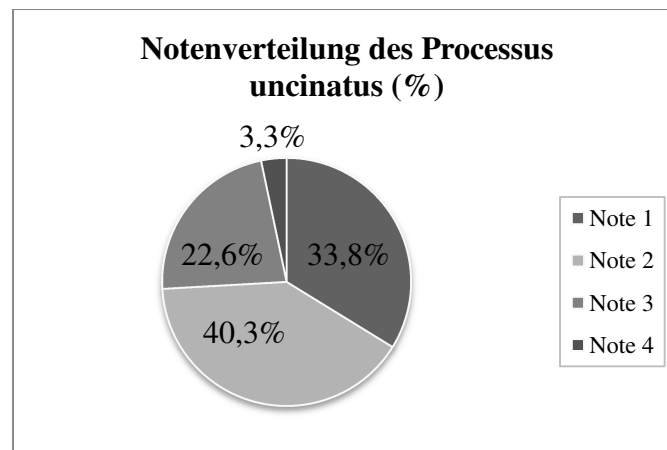


Abbildung 27: Übersicht über die relative Notenverteilung des Processus uncinatus.

Abbildung 28 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Hier streuen die Benotungen inklusive Standardabweichung ganz ähnlich breit im Vergleich zum Os turbinale, allerdings sind die Mittelwerte minimal niedriger als beim Os turbinale. Als Beispiel liegt die beste Benotung bei $1,27 \pm 0,47$ (bei 6,15 mGy) und im höheren Dosisbereich liegen ab dem CTDI-Wert von 7,41 mGy alle Mittelwerte unterhalb der Note 1,5, so dass sich eine Sättigung zeigt.

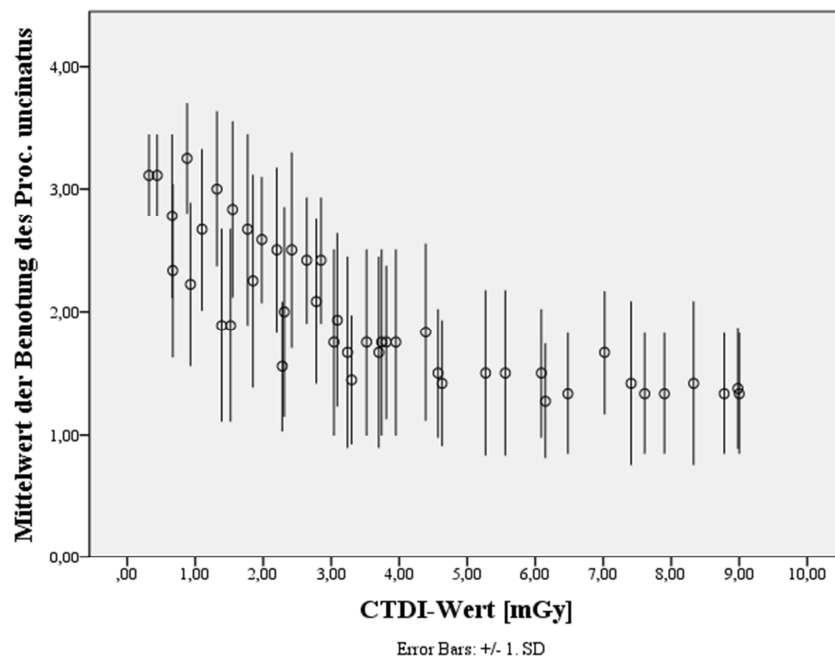


Abbildung 28: Korrelation der Benotung des Processus uncinatus mit dem CTDI-Wert.

4.2.5 Lamina papyracea I

Die Lamina papyracea wurde im vorderen Bereich (auf Höhe des Processus uncinatus) in 32,4 % der Fälle mit der Note 1 bewertet, in 43,8 % mit der Note 2, in 21,0 % mit der Note 3 und in 2,9 % mit der Note 4, siehe Abbildung 29. Der Mittelwert der Benotung der Lamina papyracea I beträgt $1,94 \pm 0,81$.

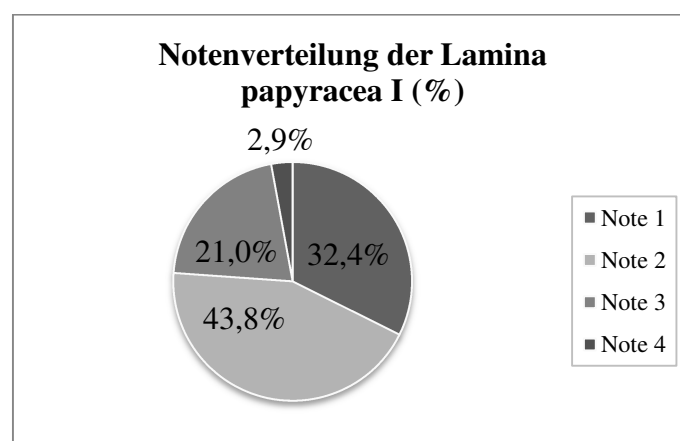


Abbildung 29: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina papyracea I.

Abbildung 30 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Hier findet sich mit $1,18 \pm 0,40$ die beste Note bei 6,15 mGy. Im Vergleich zum Os turbineale sind die Mittelwerte im höheren Dosisbereich etwas besser und es liegt wieder eine Sättigungskurve vor.

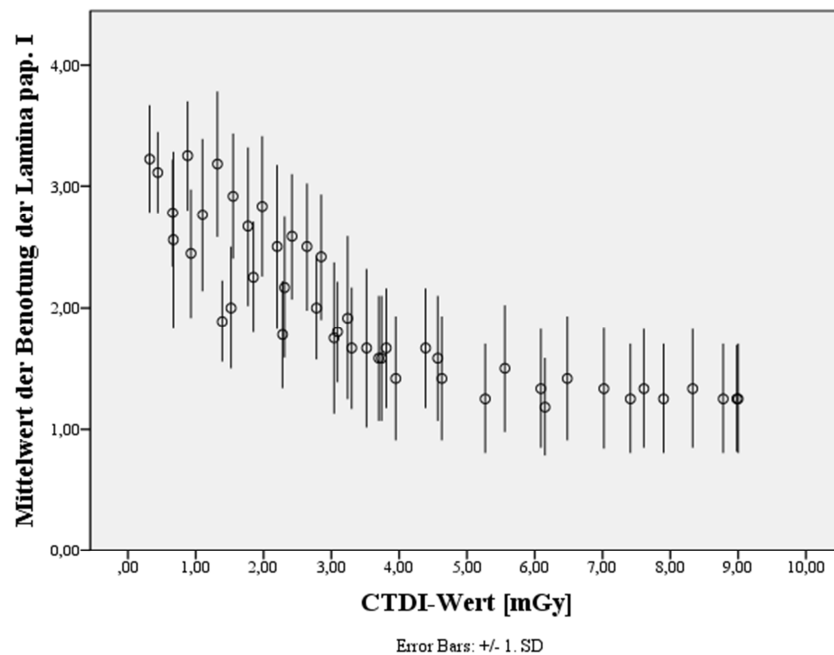


Abbildung 30: Korrelation der Benotung der Lamina papyracea I mit dem CTDI-Wert.

4.2.6 Arteria ethmoidalis anterior

Der knöcherne Kanal der Arteria ethmoidalis anterior wurde in 44,3 % mit der Note 1 bewertet, in 34,9 % mit der Note 2, in 17,3 % mit der Note 3 und in 3,5 % mit der Note 4, siehe Abbildung 31. Der Mittelwert der Benotung der Arteria ethmoidalis anterior beträgt $1,80 \pm 0,85$.

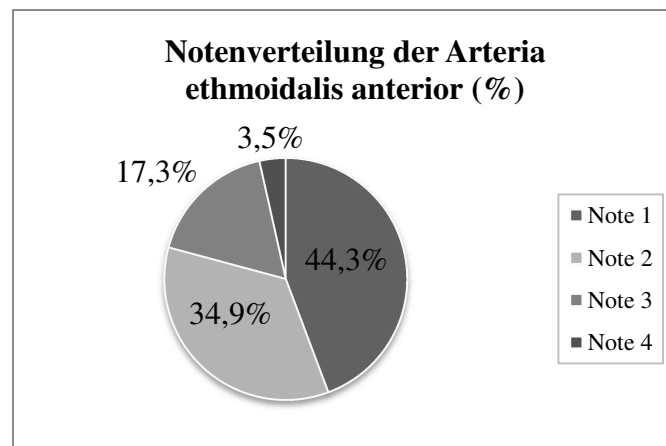


Abbildung 31: Übersicht über die relative Notenverteilung der Arteria ethmoidalis anterior.

Abbildung 32 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Zudem verweist sie auf eine Sättigung ab 5 mGy.

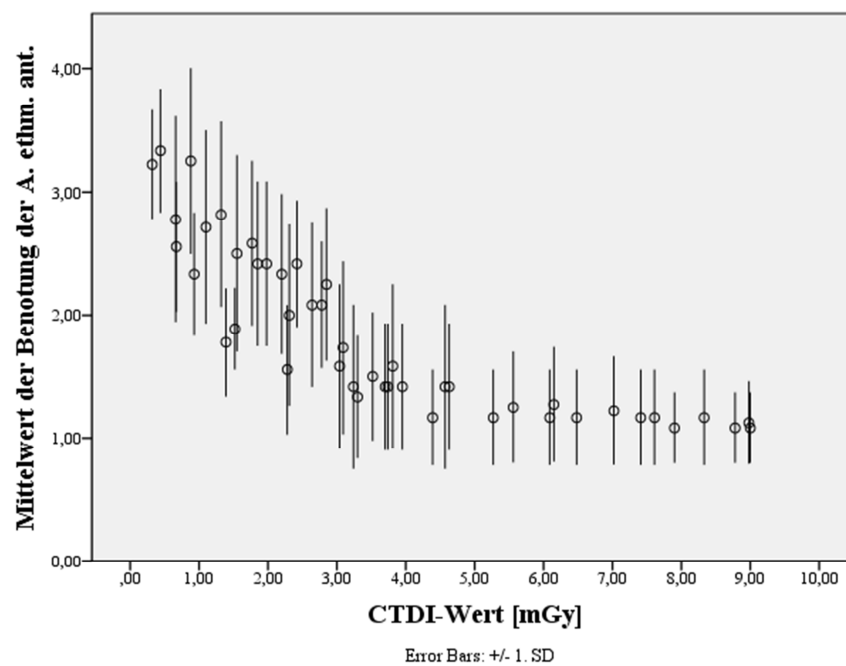


Abbildung 32: Korrelation der Benotung der Arteria ethmoidalis anterior mit dem CTDI-Wert.

4.2.7 Lamina papyracea II

Auch in der zweiten Einstellung der Lamina papyracea stellt sich diese als ebenso dünne Struktur wie in der ersten Einstellung dar, allerdings war sie hier ein wenig schlechter sicht- und beurteilbar. Folglich wurde sie in dieser Einstellung schlechter benotet, und zwar in 24,4 % mit der Note 1, in 40,3 % mit der Note 2, in 25,0 % mit der Note 3 und in 10,3 % mit der Note 4, siehe Abbildung 33. Somit wurde sie häufiger mit schlechteren Noten als die Lamina papyracea I bewertet, vergleiche Kapitel 4.2.5. Der Mittelwert der Benotung der Lamina papyracea II beträgt $2,21 \pm 0,93$.

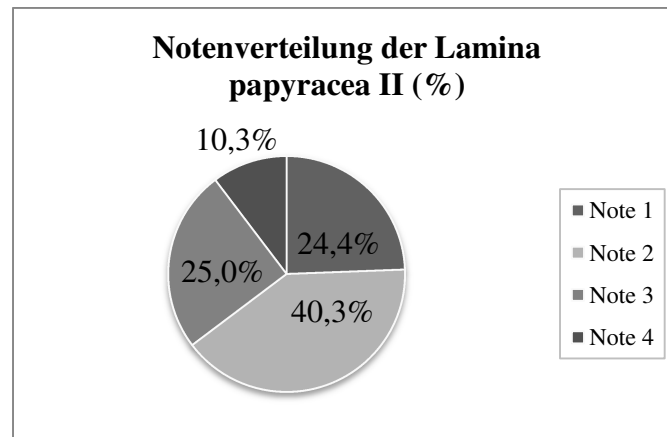


Abbildung 33: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina papyracea II.

Abbildung 34 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Man erkennt, dass die Lamina papyracea II im Vergleich zur Lamina papyracea I vor allem im Niedrigdosisbereich schlechter benotet wurde, vergleiche zum Beispiel bei 0,32 mGy Note $3,78 \pm 0,44$ (bei Lamina papyracea II), Note $3,22 \pm 0,44$ (bei Lamina papyracea I). Im höheren Dosisbereich finden sich ähnlich gute bis wenig schlechtere Bewertungen wie bei der Lamina papyracea I (vergleiche Kapitel 4.2.5).

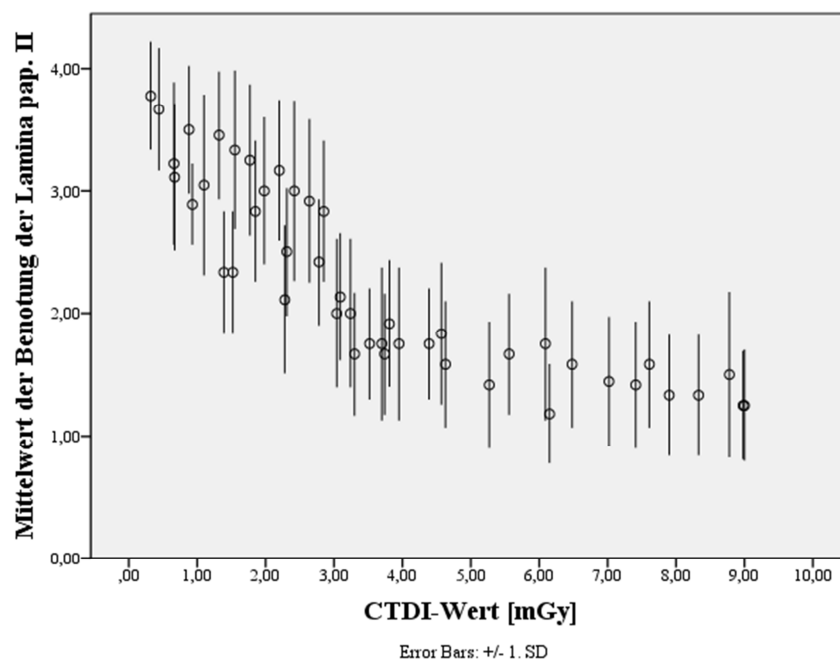


Abbildung 34: Korrelation der Benotung der Lamina papyracea II mit dem CTDI-Wert.

4.2.8 Lamina lateralis fossa olfactoria

Die Beurteilbarkeit der Lamina lateralis ebenso wie die der Lamina cribrosa differierte erheblich durch anatomische Bedingungen innerhalb der Schädelpräparate. Insgesamt konnte die Lamina lateralis in 49,8 % mit der Note sehr gut beurteilt werden, in 29,6 % mit der Note gut, in 16,2 % mit der Note schlecht und in nur 4,4 % konnte sie gar nicht beurteilt werden, siehe Abbildung 35. Der Mittelwert der Benotung der Lamina lateralis fossa olfactoria beträgt $1,75 \pm 0,88$.

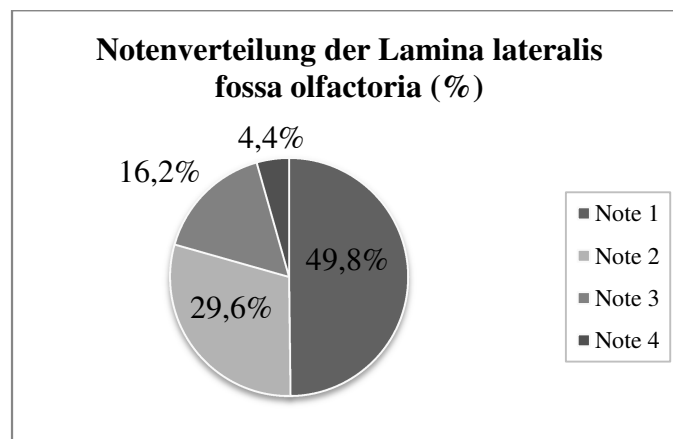


Abbildung 35: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina lateralis fossa olfactoria.

Generell war die Lamina lateralis fossa olfactoria am besten bei Schädel 2 zu sehen (Note 1: 78,1 %, Note 4: 0 %), da dort keine Umgebungsstrukturen vorhanden waren und somit ein hoher Kontrast gegeben war. Vergleiche S1 Note 1 in 51,4 %, S3 Note 1 in 19,1 %. Tabelle 8 verdeutlicht die unterschiedliche Notenvergabe bei den einzelnen Schädeln.

Tabelle 8: Notenverteilung der **Lamina lateralis fossa olfactoria** in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.

Schädel	Note 1	Note 2	Note 3	Note 4
S1	94 (51,4 %)	41 (22,4 %)	30 (16,4 %)	18 (9,8 %)
S2	143 (78,1 %)	27 (14,8 %)	13 (7,1 %)	0 (0 %)
S3	34 (19,1 %)	93 (52,2 %)	45 (25,3 %)	6 (3,4 %)

Betrachtet man die Mittelwerte aufgetragen zum CTDI-Wert, zeigt sich analog der vorherigen Graphiken, dass die Benotung besser wird bei steigendem CTDI-Wert, siehe Abbildung 36.

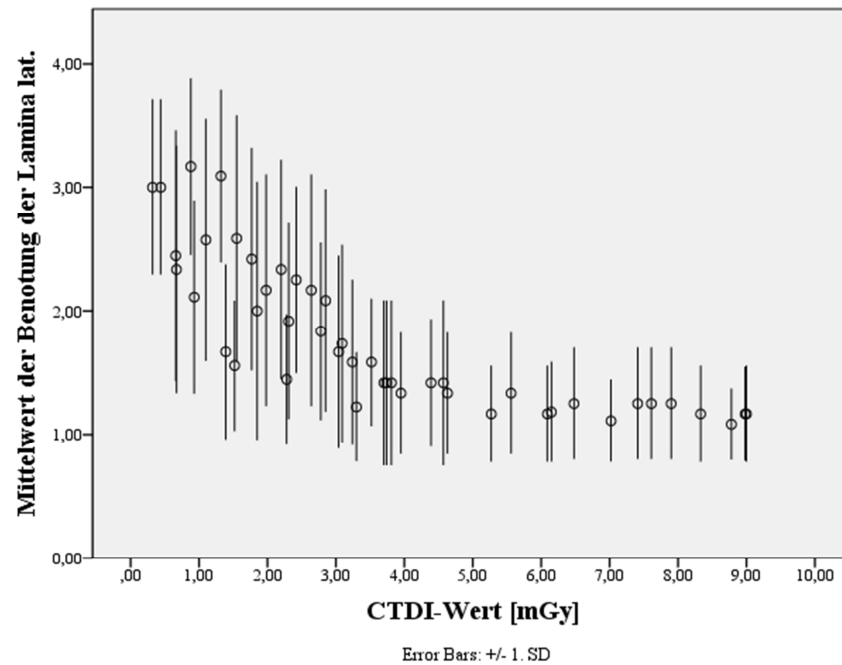


Abbildung 36: Korrelation der Benotung der Lamina lateralis fossa olfactoria mit dem CTDI-Wert.

4.2.9 Lamina cribrosa

Ebenso wie die Lamina lateralis war die Beurteilbarkeit der dünnen Lamina cribrosa von anatomischen Bedingungen innerhalb der Schädelpräparate abhängig. Insgesamt wurde in 36,9 % die Note 1, in 16,7 % die Note 2, in 32,0 % die Note 3 und in 14,3 % die Note 4 für die Lamina cribrosa vergeben, siehe Abbildung 37. Der Mittelwert der Benotung der Lamina cribrosa beträgt $2,24 \pm 1,10$.

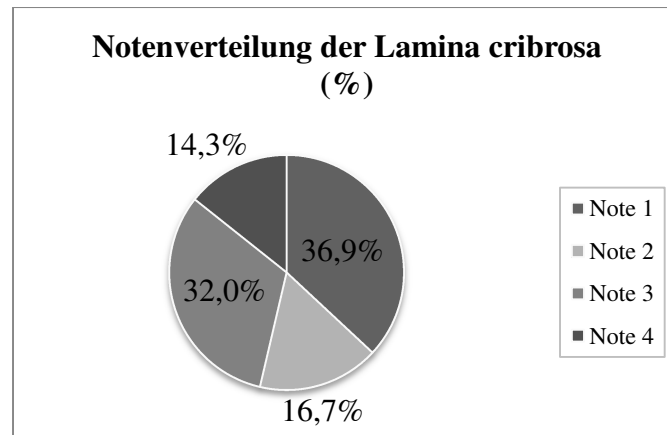


Abbildung 37: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina cribrosa.

Bei Schädel 1 war die Lamina cribrosa mäßig gut zu sehen, da sie hier sehr dünn ausgebildet sowie von kranial von Strukturen umgeben war, die den Kontrast erniedrigten. Die Note 1 konnte in 37,2 % vergeben werden. Bei Schädel 2 war sie dagegen sehr gut zu sehen, da keine Umgebungsstrukturen vorhanden waren, was einen hohen Kontrast bedingte. Aus diesem Grund wurde bei S2 in 72,7 % der Fälle die Note 1 vergeben und in nur 1,1 % die Note 4. Bei Schädel 3 überdeckten Umgebungsstrukturen die Lamina cribrosa. Deshalb wurde in keinem Fall die Note 1 (0 %) und als beste Note in nur 7,9 % der Fälle die Note 2 vergeben. Fast durchgängig mit 71,3 % wurde die Note 3 und in 20,8 % die Note 4 vergeben. Tabelle 9 zeigt als Übersicht die Aufteilung der einzelnen Noten nach den verschiedenen Schädelpräparaten.

Tabelle 9: Notenverteilung der **Lamina cribrosa** in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.

Schädel	Note 1	Note 2	Note 3	Note 4
S1	68 (37,2 %)	44 (24,0 %)	32 (17,5 %)	39 (21,3 %)
S2	133 (72,7 %)	33 (18,0 %)	15 (8,2 %)	2 (1,1 %)
S3	0 (0 %)	14 (7,9 %)	127 (71,3 %)	37 (20,8 %)

Abbildung 38 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Da die Darstellbarkeit der Lamina cribrosa bei den verschiedenen Schädelpräparaten allerdings sehr variabel ist, erkennt man hier, dass die Benotung auch im hohen Dosisbereich variiert und eine breite Standardabweichung hat (beispielsweise Mittelwert von $1,58 \pm 0,79$ bei höchstem CTDI-Wert von 9,00 mGy). Es zeigen sich somit vermehrte Schwankungen in der Benotung und viel höhere Abweichungen in Form von breiteren Standardabweichungen. Die beste Bewertung findet sich mit $1,33 \pm 0,71$ bei 7,02 mGy. Im Vergleich zu anderen beleuchteten Strukturen ist die SD von über einer halben Note ($> 0,5$) recht hoch.

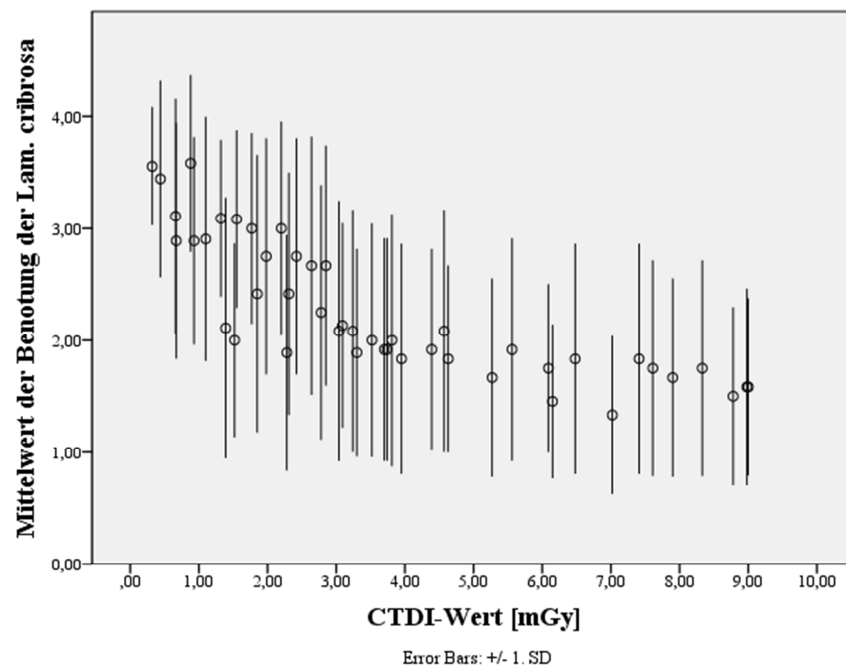


Abbildung 38: Korrelation der Benotung der Lamina cribrosa mit dem CTDI-Wert.

4.2.10 Canalis nervus opticus

Der Canalis nervus opticus ist eine eher stärkere knöcherne Struktur, weshalb in 55,7 % die Note 1 vergeben werden konnte, in 27,2 % die Note 2, in 14,3 % die Note 3 und in nur 2,8 % die Note 4, siehe Abbildung 39. Der Mittelwert der Benotung des Canalis nervus opticus beträgt $1,64 \pm 0,83$.

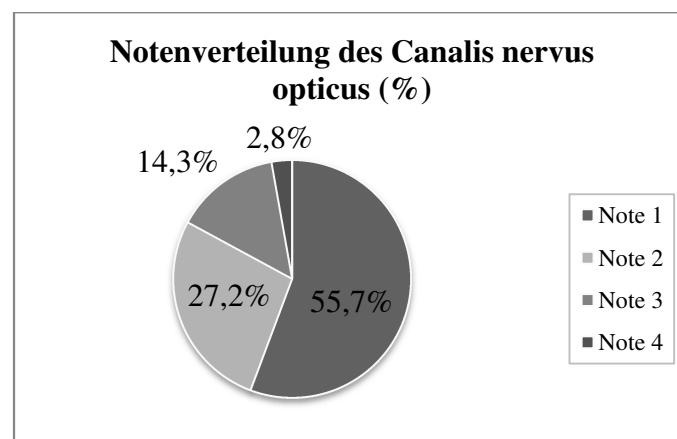


Abbildung 39: Übersicht über die relative Notenverteilung des Canalis nervus opticus.

Abbildung 40 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Ab dem CTDI-Wert von 5,56 mGy beträgt die Note konstant bis auf nur zwei Ausnahmen $1,00 \pm 0$.

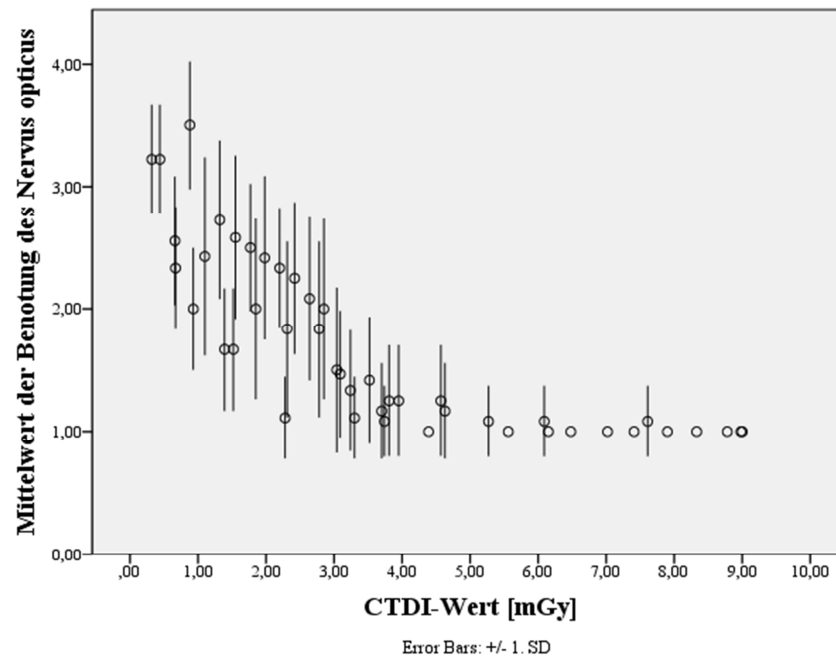


Abbildung 40: Korrelation der Benotung des Canalis nervus opticus mit dem CTDI-Wert.

4.2.11 Canalis nervus vidianus

Die knöcherne Begrenzung des Canalis nervus vidianus zum Sinus sphenoidalis ist sehr dünn, weshalb nur bei sehr gut sichtbarer Struktur in 25,7 % die Note 1 zugewiesen werden konnte. Häufiger war die Note 2 mit 41,5 %. Die Note 3 wurde in 14,3 % zugewiesen. Bei schlechter Bildqualität war die Wand oft nicht aufzufinden, weshalb die Vergabe der Note 4 mit 18,4 % hier am häufigsten von allen anatomischen Strukturen stattfand, siehe Abbildung 41. Der Mittelwert der Benotung des Canalis nervus vidianus beträgt $2,25 \pm 1,04$.

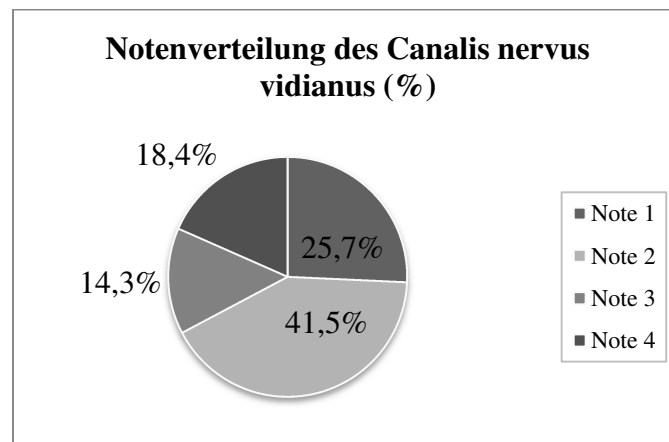


Abbildung 41: Übersicht über die relative Notenverteilung des Canalis nervus vidianus.

Die Lage des Canalis nervus vidianus sowie des Foramen rotundum unterliegen zudem großer anatomischer Variabilität, wie schon in Kapitel 3.2.4.14 beschrieben. Dabei ist ersichtlich, dass der Canalis nervus vidianus bei Schädel 2 direkt im stabilen Knochen liegt, weshalb hier am häufigsten bei den drei Schädelpräparaten die Note 1 in 36,1 % der Fälle vergeben werden konnte, bei S1 in 26,2 % und bei S3 in nur 14,6 %. Tabelle 10 führt die Vergabe der einzelnen Noten, aufgeteilt nach den verschiedenen Schädelpräparaten, auf.

Tabelle 10: Notenverteilung des **Canalis nervus vidianus** in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.

Schädel	Note 1	Note 2	Note 3	Note 4
S1	48 (26,2 %)	78 (42,6 %)	29 (15,8 %)	28 (15,3 %)
S2	66 (36,1 %)	60 (32,8 %)	29 (15,8 %)	28 (15,3 %)
S3	26 (14,6 %)	88 (49,4 %)	20 (11,2 %)	44 (24,7 %)

Abbildung 42 macht den Zusammenhang zwischen Benotung und CTDI-Wert deutlich. Hierbei fällt auf, dass im Mittel schlechtere Noten beim Canalis nervus vidianus vergeben wurden. Dies ist auf die dünne Begrenzung und die anatomischen Differenzen innerhalb der Präparate zurückzuführen. Trotzdem zeichnet sich deutlich der Trend ab, dass mit steigendem CTDI-Wert die Benotung besser wird (bester Mittelwert ist die Note 1,33 bei 7,61 mGy, 8,33 mGy und 8,98 mGy).

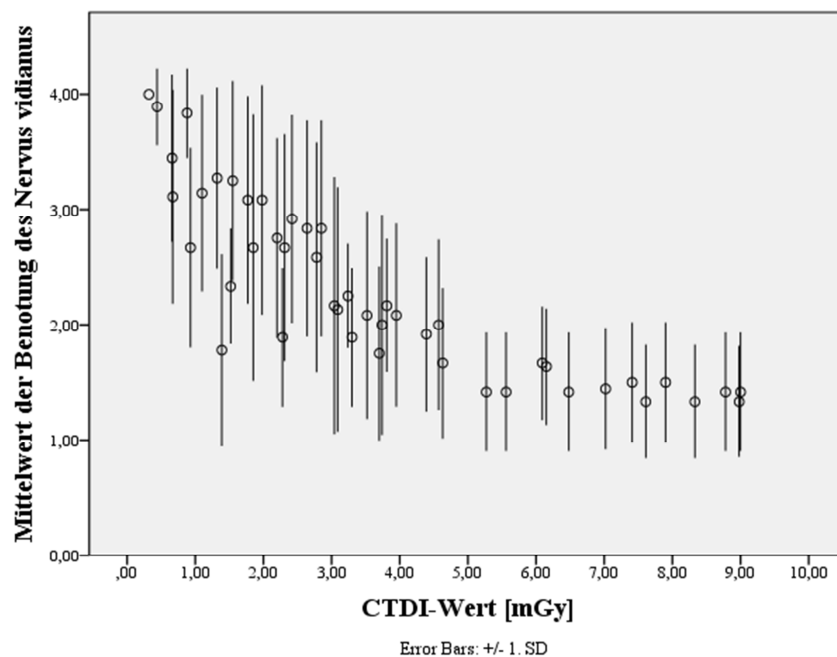


Abbildung 42: Korrelation der Benotung des Canalis nervus vidianus mit dem CTDI-Wert.

4.2.12 Foramen rotundum

Das Foramen rotundum lag bei den Präparaten zumeist im stabilen Keilbeinknochen, weshalb es in 64,5 % mit der Note 1 bewertet wurde. In 17,1 % wurde es mit der Note 2, in 11,6 % mit der Note 3 und in 6,8 % mit der Note 4 bewertet, siehe Abbildung 43. Der Mittelwert der Benotung des Foramen rotundum beträgt $1,61 \pm 0,94$.

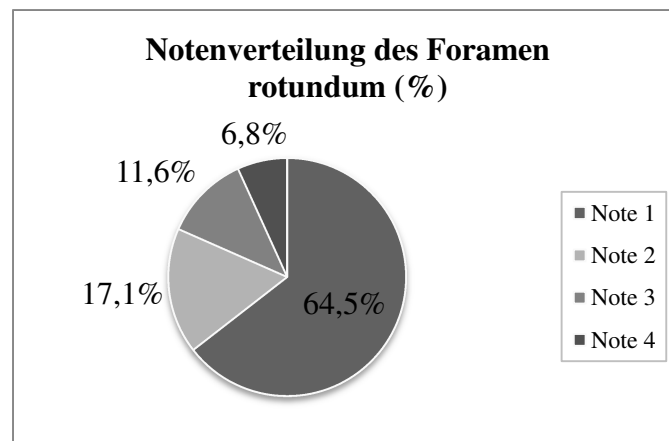


Abbildung 43: Übersicht über die relative Notenverteilung des Foramen rotundum.

Seine Beurteilbarkeit unterlag ebenso wie die des Canalis nervus vidianus anatomischen Varianten. So lag das Foramen rotundum bei Schädel 3 bis auf dünne Knochenlamellen frei (ohne umgebenden Knochen) und wurde zu nur 50,6 % mit der Note 1 benotet. Bei S1 und S2 dagegen lag es direkt im Knochen und wurde in 71,0 % und 71,6 % mit der Note 1 benotet. Tabelle 11 zeigt als Übersicht die Aufteilung der einzelnen Noten nach den verschiedenen Schädelpräparaten.

Tabelle 11: Notenverteilung des **Foramen rotundum** in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.

Schädel	Note 1	Note 2	Note 3	Note 4
S1	130 (71,0 %)	23 (12,6 %)	17 (9,3 %)	13 (7,1 %)
S2	131 (71,6 %)	24 (13,1 %)	22 (12,0 %)	6 (3,3 %)
S3	90 (50,6 %)	46 (25,8 %)	24 (13,5 %)	18 (10,1 %)

Abbildung 44 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Ab dem CTDI-Wert von 4,63 mGy beträgt die Benotung (mit nur zwei Ausnahmen bei 5,56 mGy und 6,15 mGy) fast ausschließlich $1,00 \pm 0$.

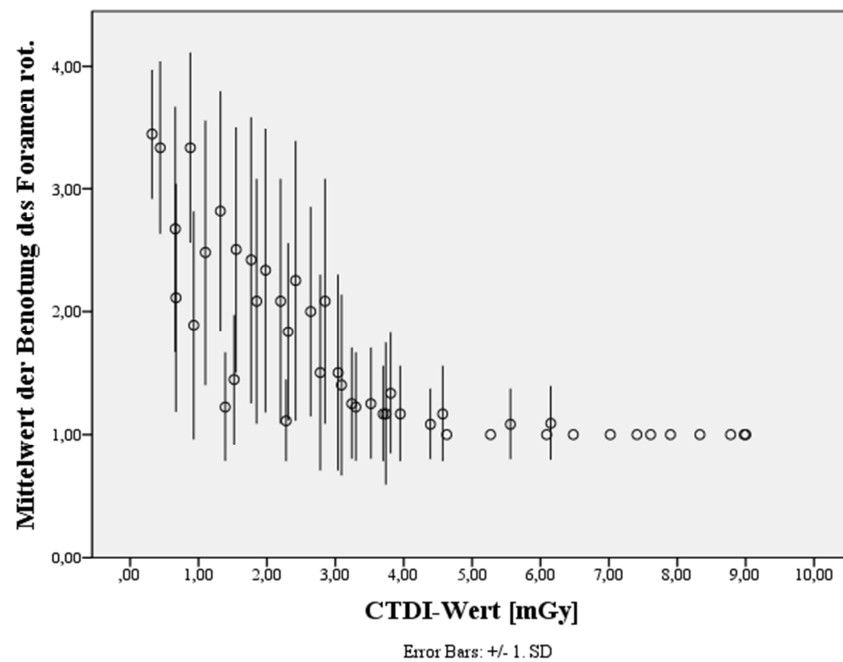


Abbildung 44: Korrelation der Benotung des Foramen rotundum mit dem CTDI-Wert.

4.2.13 Canalis arteria carotidea interna

Die Vorderwand der Arteria carotidea interna wird aus sehr dickem und stabilem Knochen gebildet, weshalb die Note 1 in 74,4 % der Fälle verteilt werden konnte. In 15,8 % wurde mit der Note 2 bewertet und in 9,4 % der Fälle mit der Note 3, wenn das Bild eine sehr schlechte Auflösung hatte und unscharf war. Bei nur zwei Aufnahmen (0,4 %) wurde die Note 4 für die Arteria carotidea interna verteilt, siehe Abbildung 45. Der Mittelwert der Benotung des Canalis arteria carotidea interna beträgt $1,36 \pm 0,66$.

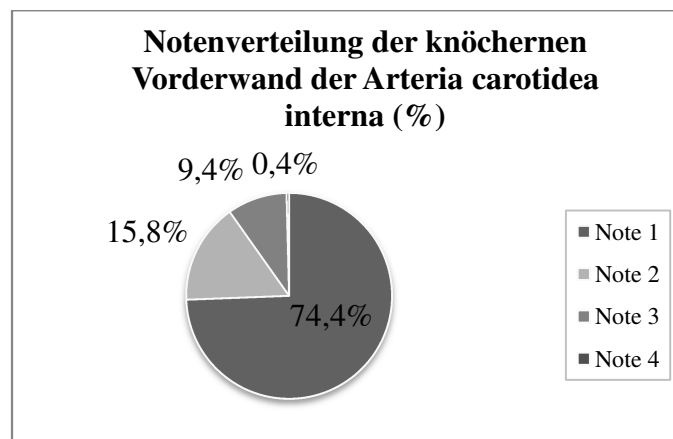


Abbildung 45: Übersicht über die relative Notenverteilung der knöchernen Vorderwand der Arteria carotidea int.

Abbildung 46 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Es ist zudem erkennbar, dass die Vorderwand der Arteria carotidea interna als stabile Struktur ab einem CTDI-Wert von $\geq 3,04$ mGy durchgehend mit der Note 1 bewertet wurde (Mittelwert $1,00 \pm 0$).

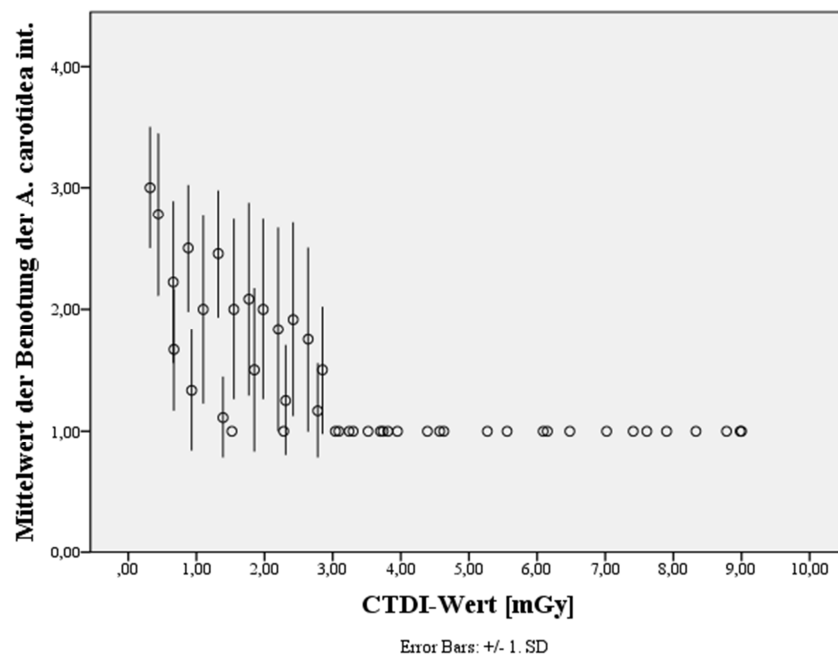


Abbildung 46: Korrelation der Benotung der knöchernen Vorderwand der Arteria carotidea int. mit dem CTDI-Wert.

4.2.14 Stirnhöhlenhinterwand

Die Hinterwand der Stirnhöhle wird von Knochen gebildet, der von allen anatomischen Strukturen am massivsten ist. Aus diesem Grund wurden nur die Noten 1 bis 3 vergeben. Die Note 1 wurde in 93,6 % zugeteilt, die Note 2 in 5,9 % und die Note 3 in 0,6 %. Die Stirnhöhlenhinterwand war in jedem Fall beurteilbar, weshalb die Note 4 nie vergeben wurde (0 %), siehe Abbildung 47. Der Mittelwert der Benotung der Stirnhöhlenhinterwand beträgt $1,07 \pm 0,28$.

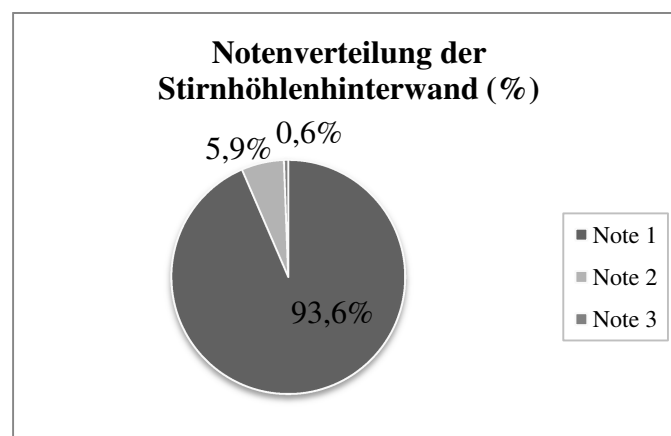


Abbildung 47: Übersicht über die relative Notenverteilung der Stirnhöhlenhinterwand.

Abbildung 48 veranschaulicht den Zusammenhang der Benotung mit dem CTDI-Wert: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Die Stirnhöhlenhinterwand ist die massivste aller zu bewertenden Strukturen, weshalb sie konstant ab einem CTDI-Wert von 2,64 mGy und höher mit der Note 1 benotet werden konnte (Mittelwert $1,00 \pm 0$).

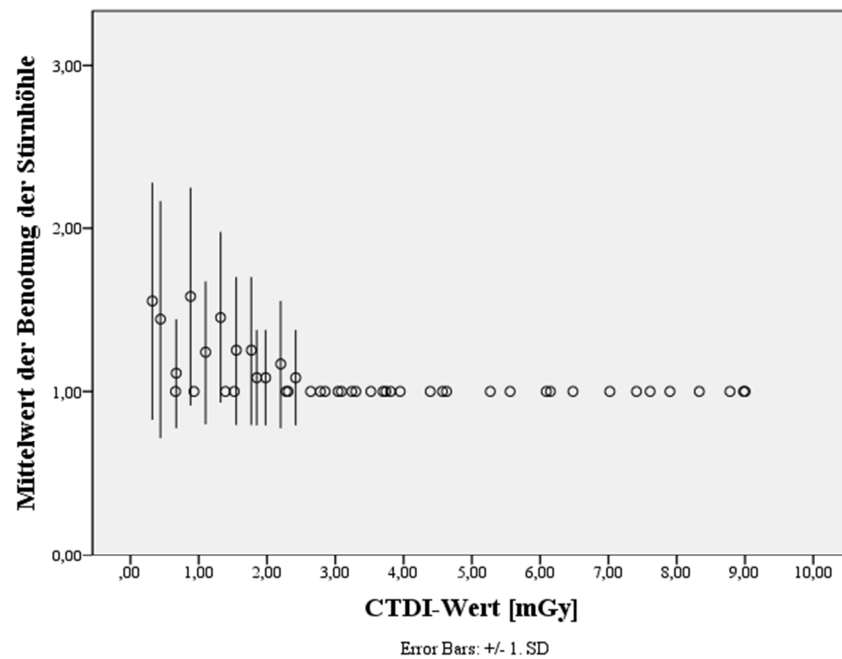


Abbildung 48: Korrelation der Benotung der Stirnhöhlenhinterwand mit dem CTDI-Wert.

4.3 Ergebnisse aller Strukturen

Nachdem jede anatomische Struktur einzeln betrachtet wurde, folgt nun die Analyse aller anatomischen Strukturen gemeinsam. Hierbei werden CTDI-Wert, Röhrenspannung und Röhrenstrom-Zeit-Produkt sowie die Rekonstruktionskernel beleuchtet. Anschließend folgt die Erklärung von signifikanten Korrelationen.

4.3.1 CTDI-Wert

In diesem Kapitel wird als eine der wichtigsten Erkenntnisse dieser Arbeit auf den CTDI-Wert bei Betrachtung aller anatomischen Strukturen eingegangen. Dabei wird außerdem die Differenzierung desselben nach den einzelnen Schädeln sowie nach selektierten, ausgewählten Strukturen beleuchtet, um sich damit Schritt für Schritt bis zum Kapitel des optimalen Bereiches als Ziel dieser Arbeit vorzuarbeiten.

Zunächst erfolgt die Erklärung der Graphiken: Für die Darstellung aller anatomischen Strukturen gemeinsam wurde pro Aufnahme ein Mittelwert gebildet, indem die 14 Einzelnoten zu einem Summenscore summiert und dann durch die Anzahl der anatomischen Strukturen (= 14) geteilt wurden. Somit ergibt sich eine durchschnittliche Benotung für die Einstellung in dieser Aufnahme. Analog verhält sich die Berechnung des Mittelwertes aller Strukturen im Vergleich zu Röhrenspannung und -strom sowie zu den Rekonstruktionskernel.

Abbildung 49 gibt die Mittelwerte aller Strukturen aufgetragen gegen den CTDI-Wert wieder. Es zeigt sich ein Zusammenhang analog zu dem bei den einzelnen Strukturen: Je höher der CTDI-Wert, desto besser die Note. Durch Einzeichnen von Hilfslinien in die Graphik wird deutlich, welche CTDI-Werte sich in welchem Notenniveau abbilden lassen. So befinden sich beispielsweise nur drei Mittelwerte oberhalb der Note 3,00, nämlich die Benotung der CTDI-Werte 0,32 mGy, 0,44 mGy und 0,88 mGy. Ein großer Wert (ab 0,66 mGy bis 2,85 mGy) liegt mit ihren Mittelwerten im Bereich zwischen den Noten 2,00 und 3,00. Ab dem CTDI-Wert von 3,24 mGy liegen alle Mittelwerte inklusive Standardabweichung dauerhaft unterhalb der Note von 2,00.

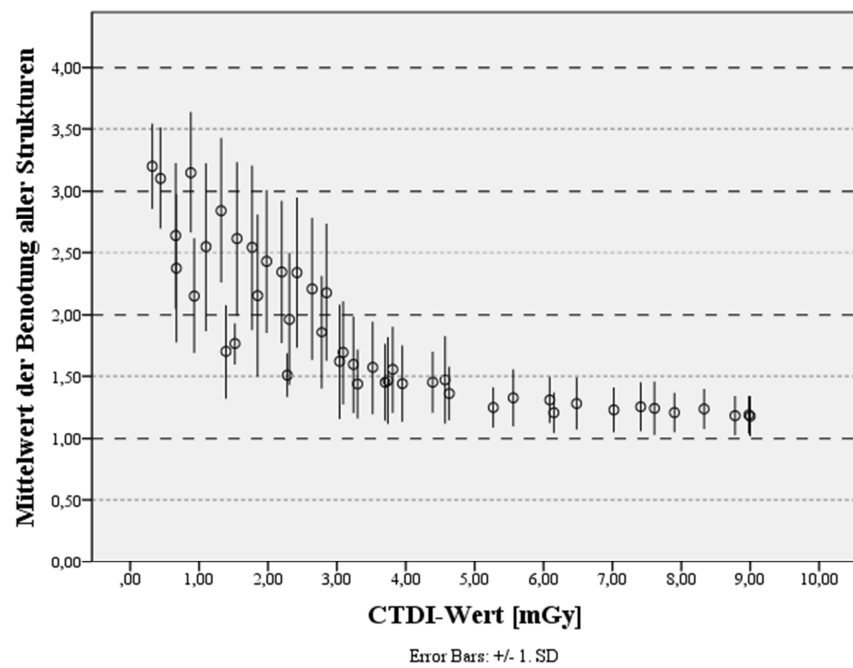


Abbildung 49: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert. **Dicke gestrichelte Linien:** Markierung der Noten 1, 2, 3, 4. **Dünne gepunktete Linien:** Markierung der Noten 0,5; 1,5; 2,5; 3,5.

4.3.1.1 Differenzierung nach Schädeln

Da drei verschiedene anatomische Schädel benotet wurden, soll im Folgenden der CTDI-Wert einzeln für jeden Schädel betrachtet werden. Dazu dient die Übersicht von Abbildung 50. Die drei Kurven scheinen auf den ersten Blick ähnlich, jedoch erkennt man Diskrepanzen in den Werten. Zur Veranschaulichung wurden schwarz gestrichelte Linien auf Höhe der Noten 1, 2 und 3 eingezeichnet. Bei Schädel 1 nähert sich die Bewertung im höchsten Dosisbereich am stärksten der Note 1,00 an. Zudem sind die Werte hier aber auch am weitesten innerhalb der Benotung gestreut (breiteste Standardabweichung). Schädel 3 scheint im Niedrigdosisbereich die schlechtesten Bewertungen zu haben.

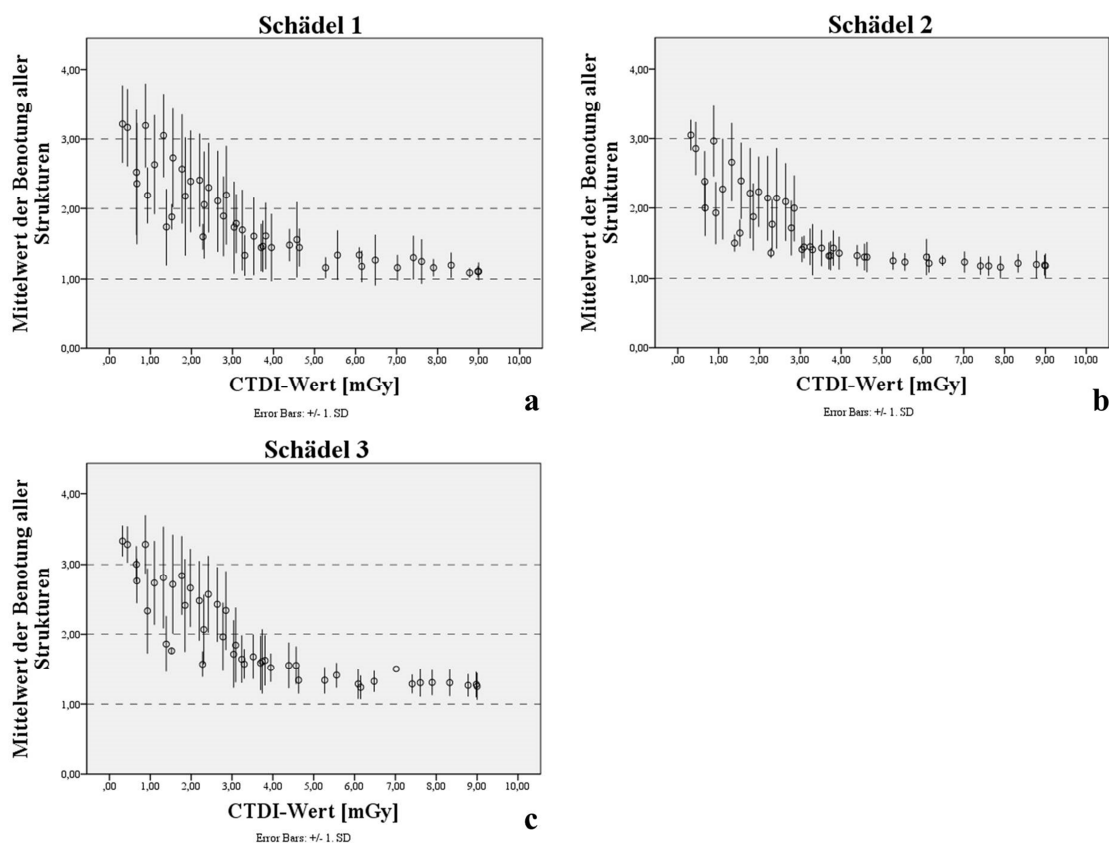


Abbildung 50: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert, aufgeteilt nach den drei Schädeln. **Schwarze gestrichelte Linien:** Markierung der Noten 1, 2 und 3. **a** Schädel 1, **b** Schädel 2, **c** Schädel 3.

Um die Tendenz der Graphen bei den einzelnen Schädeln besser zu visualisieren, wurde der CTDI-Wert in 0,5 mGy-Gruppen aufgeteilt und jeder Mittelwert einer entsprechenden Gruppe zugeordnet. Hieraus ergibt sich Abbildung 51. Als Vergleich ist

die Graphik aller Schädel gemeinsam mit aufgeführt. Man erkennt hierbei gut den Trend, dass die Note besser wird je steigendem CTDI-Wert. Zudem kann man die Graphen der einzelnen Schädel gut miteinander vergleichen. Als Vergleich wird eine max. Grenze der Benotung von $\leq 2,00$ gezogen, unter welcher Mittelwert inklusive Standardabweichung dauerhaft liegen sollen. Betrachtet man die drei Schädel gemeinsam, so wird deutlich, dass ab der CTDI-Gruppe von 3,0 – 3,5 mGy alle Mittelwerte inklusive Standardabweichung unterhalb der Grenze der Benotung von $\leq 2,00$ fallen. Bei Schädel 1 liegt diese Grenze höher. Hier wird sie ab der Gruppe von 3,5 – 4,0 mGy das erste Mal dauerhaft unterschritten. Bei Schädel 2 wird sie bereits ab der Gruppe von 3,0 – 3,5 mGy unterschritten und bei Schädel 3 wie bei S1 ab der Gruppe von 3,5 – 4,0 mGy. Dies verdeutlicht noch einmal die Unterschiede zwischen den einzelnen Schädeln, wobei S2 etwas besser bewertet werden konnte als die anderen beiden Schädel.

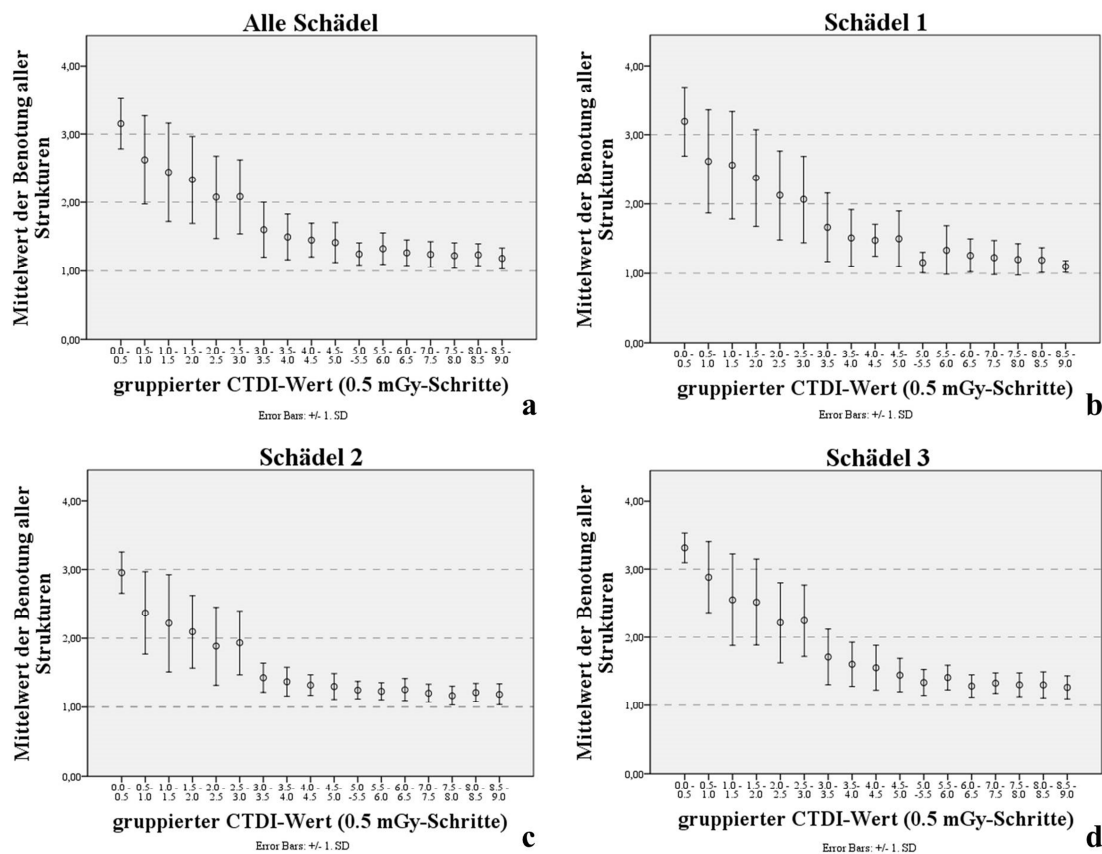


Abbildung 51: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 0,5 mGy-Schritten), aufgeteilt nach den drei Schädeln. **Dünne gestrichelte Linien:** Markierung der Noten 1, 2 und 3. **a** alle Schädel gemeinsam, **b** Schädel 1, **c** Schädel 2, **d** Schädel 3.

4.3.1.2 Selektierte Strukturen

Da die Benotung der Stirnhöhle, der Kieferhöhle und der Arteria carotidea interna beinahe konstant mit der Note 1 erfolgte (93,6 %, 75,4 % und 74,4 %), wurden diese drei stabilen Strukturen versuchsweise aus der Gesamtbetrachtung ausgenommen. Damit wurden nur selektierte anatomische Strukturen betrachtet, um eine Verzerrung der Werte ins Positive auszuschließen.

Zur anschaulichen Abwägung dieser Vermutung wurde Abbildung 52 als Übersicht angefertigt. Dabei sind die Graphen der einzelnen Schritte (alle Strukturen ohne Stirnhöhle, ohne Stirn- und Kieferhöhle, ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis und alle anatomischen Strukturen gemeinsam) nebeneinander angeordnet, um einen Eindruck davon zu bekommen, wie sich der Grundgraph ändert pro abgezogene einzelne Struktur.

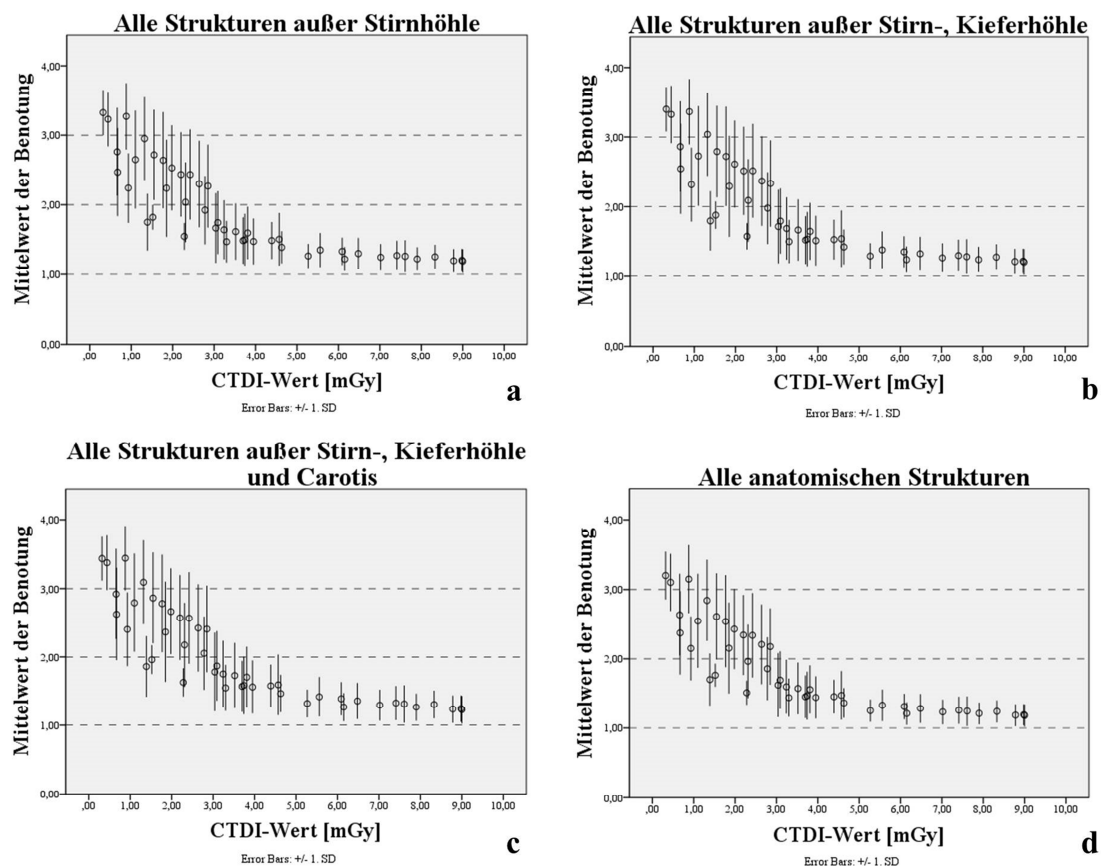


Abbildung 52: Korrelation der Benotung der anatomischen Strukturen mit dem CTDI-Wert, dabei sind die Mittelwerte der Strukturen aufgeteilt nach allen anatomischen Strukturen (zum Vergleich, siehe **d**) und abzüglich ausgewählter, relativ konstant benoteter Strukturen. **Schwarze gestrichelte Linien:** Markierung der Noten 1, 2 und 3. **a** Mittelwerte aller Strukturen außer Stirnhöhle, **b** Mittelwerte aller Strukturen außer Stirn- und Kieferhöhle, **c** Mittelwerte aller Strukturen außer Stirn-, Kieferhöhle und Carotis, **d** Mittelwerte aller anatomischen Strukturen.

Man erkennt analog der vorherigen Graphiken den Trend, dass die Benotung besser ausfällt, je höher der CTDI-Wert steigt. Durch Selektion der anatomischen Strukturen sollten sich Unterschiede feiner darstellen. Dies scheint auch gelungen, jedoch in nur geringem Maße. Anhand der Übersicht der Graphen wird deutlich, dass sie sich sehr ähneln und auch abzüglich der jeweiligen stabilen Struktur kaum Unterschiede aufweisen.

Zur Interpretation der Graphiken wird wieder die Grenze der Benotung von Mittelwert \pm SD $\leq 2,00$ (je zweite gestrichelte Linie in der Graphik) herangezogen, unterhalb der konstant alle folgenden Noten liegen sollen. Betrachtet man alle Strukturen außer der Stirnhöhle, so ist die Grenze beim CTDI-Wert ab 3,70 mGy das erste Mal dauerhaft unterschritten. Bei Betrachtung aller Strukturen außer Stirn- und Kieferhöhle liegt der Wert höher, nämlich ab 3,95 mGy und bei Betrachtung aller Strukturen außer Stirn-, Kieferhöhle und Carotis liegt er ab 4,63 mGy. Bei allen Strukturen gemeinsam wird die Grenze bereits ab einem CTDI-Wert von 3,24 mGy dauerhaft unterschritten, siehe auch Tabelle 12. Die Tabelle zeigt auch gruppierte Dosisbereiche (in 0.5 mGy-Schritten) auf, die deutlich aussagekräftiger sind. Diese Analyse gibt einen Hinweis darauf, welche Dosis nötig ist, um vor allem die filigranen, nicht stabilen Strukturen gut darzustellen.

Tabelle 12: Übersicht über den ersten CTDI-Wert sowie die erste CTDI-Gruppe (in 0.5 mGy-Schritten), ab dem/der alle weiteren dauerhaft unterhalb einer Benotung von Mittelwert \pm Standardabweichung von $\leq 2,00$ liegen unter Berücksichtigung aller Strukturen, aller Strukturen außer Stirnhöhle, aller Strukturen außer Stirn- und Kieferhöhle und aller Strukturen außer Stirn-, Kieferhöhle und Carotis.

CTDI-Wert	Mittelwert aller Strukturen	Mittelwert ohne Stirnhöhle	Mittelwert ohne Stirn-, Kieferhöhle	Mittelwert ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis
bei dem Mittelwert \pm SD dauerhaft $\leq 2,00$ [mGy]	3,24	3,70	3,95	4,63
bei dem Mittelwert \pm SD dauerhaft $\leq 2,00$, gruppiert (pro 0.5 mGy) [mGy]	3,0 – 3,5	3,5 – 4,0	3,5 – 4,0	4,0 – 4,5

Die Tabelle macht klar, dass die drei stabilen, dosisunabhängigen Strukturen das Ergebnis etwas ins Positive verzerren, da man in der Gesamtheit betrachtet den CTDI-Wert von 3,0 – 3,5 mGy als gutes Dosisniveau angeben kann. Sind diese drei Strukturen allerdings ausgenommen, resultiert ein etwas höheres Dosisniveau von 3,5 – 4,5 mGy, bei dem auch die feinen, filigranen Strukturen gut zur Darstellung kommen. Auf diesen Dosisbereich wird im Kapitel 4.4 des optimalen Bereiches, Seite 74 noch einmal näher eingegangen. Der Vollständigkeit halber wird aber in dieser Arbeit von allen anatomischen Strukturen ausgegangen und sie werden gemeinsam betrachtet und beleuchtet.

4.3.2 Röhrenspannung

Der CTDI-Wert ist abhängig von Röhrenstrom-Zeit-Produkt und Röhrenspannung, und somit ist auch die Benotung der Strukturen von diesen beiden Parametern abhängig. Die Korrelation des Mittelwertes mit der Röhrenspannung wird in Abbildung 53 verdeutlicht. Hierbei zeigt sich, dass die Note besser wird, je höher die Röhrenspannung eingestellt ist. So wurde bei einer Röhrenspannung von 80 kV im Mittel die Note $2,01 \pm 0,81$ vergeben, bei einer Spannung von 100 kV die Note $1,61 \pm 0,53$ und bei einer Spannung von 120 kV die Note $1,50 \pm 0,38$.

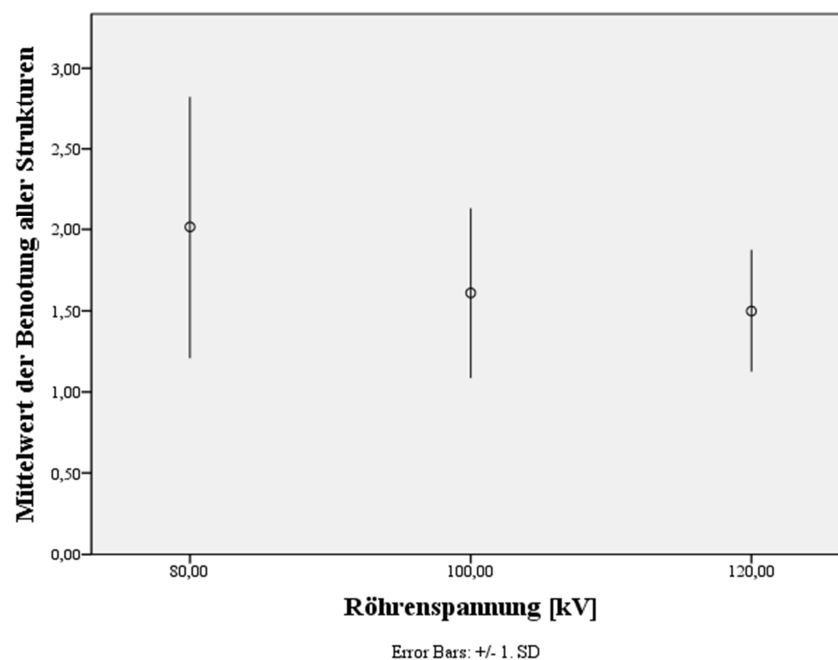


Abbildung 53: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit der Röhrenspannung.

4.3.3 Röhrenstrom-Zeit-Produkt

Beim Röhrenstrom-Zeit-Produkt zeigt sich ein ähnlicher Trend: Je höher das Röhrenstrom-Zeit-Produkt gewählt wurde, desto besser auch die Note, siehe Abbildung 54. Auch die Standardabweichung der Mittelwerte sinkt mit steigendem Röhrenstrom-Zeit-Produkt, was bedeutet, dass die Streubreite der Noten mit höheren Werten abnimmt.

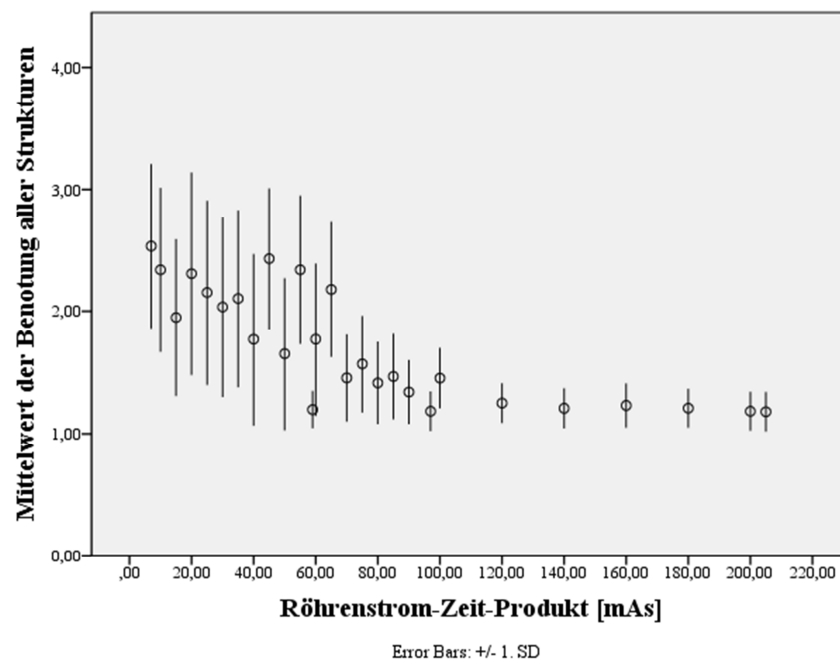


Abbildung 54: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt.

4.3.4 Rekonstruktionskernel

Außerdem ist die Schärfe der anatomischen Strukturen und folglich ihre bessere Benotung abhängig von Rekonstruktionsalgorithmen, den Kernel. Hiervon wurden sieben Varianten für die Aufnahmen verwendet: H47f, H47s, H50f, H50s, H60f, H60s, H70h. Nachfolgende Abbildung veranschaulicht die Abhängigkeit der Benotung mit den Rekonstruktionskernel.

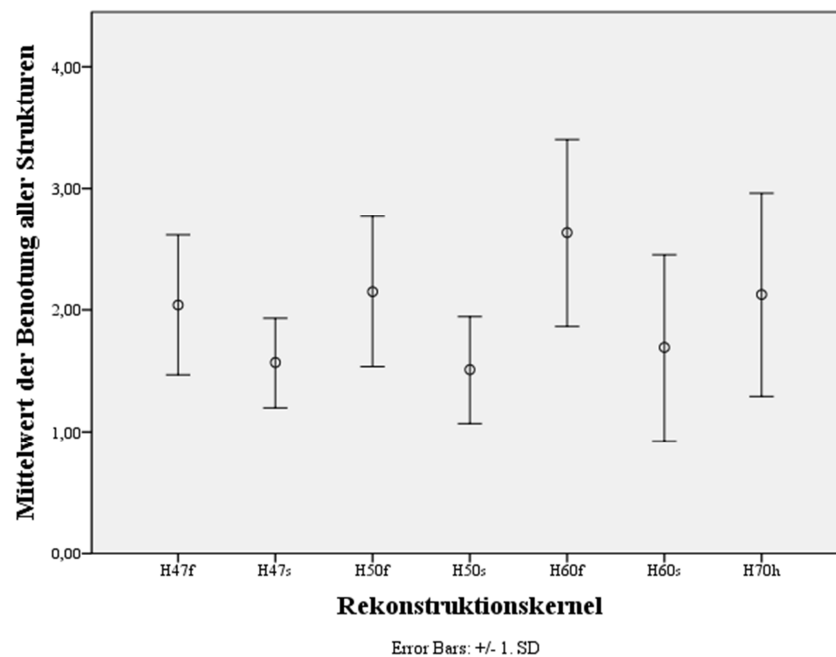


Abbildung 55: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit den Rekonstruktionskernel.

Hierbei zeigt sich, dass jeweils die s-Kernel (*s* = *slow*) besser bewertet wurden als die f-Kernel (*f* = *fast*), was an den Mittelwerten der Kernel deutlich wird, siehe Tabelle 13. Es muss allerdings angemerkt werden, dass es Unterschiede in der Anzahl der angefertigten Bilddatensätze mit den jeweiligen Kernel gab.

Tabelle 13: Übersicht über Mittelwert \pm SD und Anzahl der angefertigten Bilddatensätze der einzelnen Kernel.

	H47f	H47s	H50f	H50s	H60f	H60s	H70h
Mittelwert	2,04	1,56	2,15	1,51	2,63	1,69	2,13
\pm SD	$\pm 0,57$	$\pm 0,37$	$\pm 0,62$	$\pm 0,44$	$\pm 0,77$	$\pm 0,76$	$\pm 0,84$
Anzahl der Bilddatensätze	27	116	27	116	27	115	116

Da es deutliche Unterschiede zwischen der Anzahl der angefertigten Datensätze der f- und s-Kernelgruppen gibt, scheint eine separate statistische Auswertung nicht sinnvoll. Um folglich einen besseren Überblick zu liefern, wurden die Rekonstruktionskernel der f- und s-Untergruppe jeweils zusammengefasst, siehe Abbildung 56. Man erkennt den Trend, dass der Mittelwert besser wird, je niedriger der Kernel gewählt wird (H47f/s: 1,65; H50f/s: 1,63; H60f/s: 1,87; H70h: 2,13).

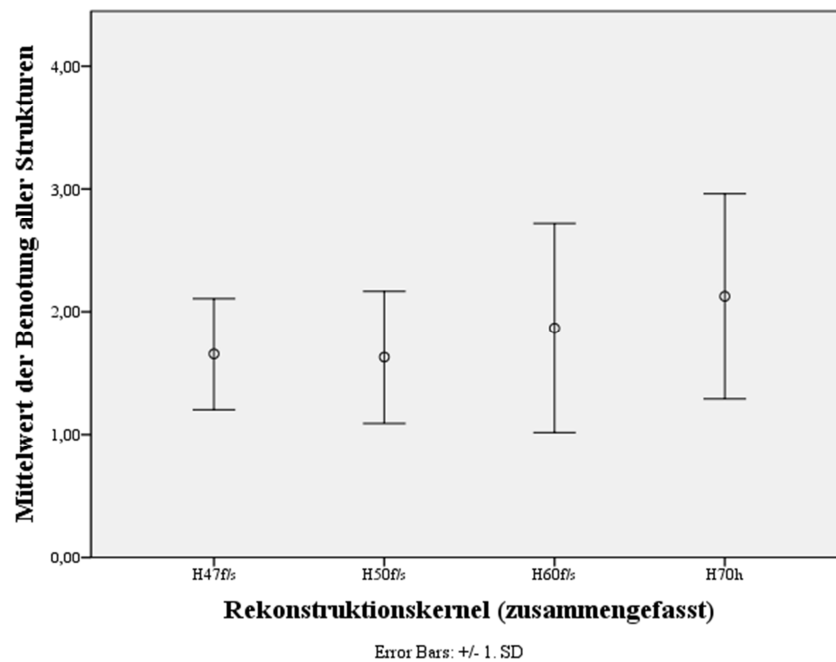


Abbildung 56: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit den Rekonstruktionskernel (f- und s-Untergruppe sind jeweils zusammengefasst).

4.3.5 Signifikante Korrelationen

In diesem Kapitel soll untersucht werden, ob und wie stark die Mittelwerte der Strukturen mit dem CTDI-Wert, der Röhrenspannung und dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt korrelieren unter Betrachtung der gesamten Rekonstruktionskernel und selektiert nach den einzelnen Kernelgruppen (f- und s-Untergruppe jeweils zusammengefasst). Der Korrelationskoeffizient nach Pearson ist bei allen angeführten Vergleichen negativ und signifikant ($p < 0,001$), wie in Tabelle 14, Tabelle 15 und Tabelle 16 deutlich, was bedeutet, dass die Note bei steigendem/r CTDI-Wert/ Röhrenspannung/ Röhrenstrom-Zeit-Produkt niedriger, also besser wird. Der p-Wert liegt immer unterhalb von $0,001$, weshalb eine Signifikanz des Zusammenhangs auch unter Berücksichtigung der Bonferroni-Korrektur nachgewiesen werden kann.

Die angeführten Tabellen zeigen zudem die Unterschiede zwischen den Korrelationen der verschiedenen, bestimmten Mittelwerte (Mittelwerte aller Strukturen, ohne Stirnhöhle, ohne Stirn- und Kieferhöhle, ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis) auf. Hierbei lässt sich der Trend festhalten, dass beim CTDI-Wert und beim Röhrenstrom-Zeit-Produkt ein minimal stärkerer (im Dezimalstellenbereich) negativer Zusammenhang bei Betrachtung der Mittelwerte ohne die relativ guten konstanten Werte von Stirn-, Kieferhöhle und Carotis herrscht als bei Betrachtung aller Strukturen. Als Beispiel sei die Korrelation der Mittelwerte mit dem CTDI-Wert unter Verwendung aller Kernel genannt. Mittelwert aller Strukturen: Korrelationskoeffizient von $-0,685$, Mittelwert der Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis: Korrelationskoeffizient von $-0,696$. Man erkennt, dass der Betrag des Mittelwertes ohne die betreffenden Strukturen etwas größer ist, also eine leicht stärkere negative Korrelation vorliegt. Bei der Röhrenspannung dagegen geht der Trend in die entgegengesetzte Richtung, sodass ein leicht stärkerer negativer Zusammenhang bei den Mittelwerten aller Strukturen auffällt im Vergleich zu denen ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis. Es fällt auf, dass der Betrag der Mittelwerte um nur wenige Dezimalstellen größer ist bei allen Strukturen im Vergleich zu den selektierten. Als Beispiel sei die Korrelation mit der Röhrenspannung genannt bei Betrachtung aller Kernel. Mittelwert aller Strukturen: Korrelationskoeffizient von $-0,307$. Mittelwert der Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis: Korrelationskoeffizient von $-0,299$. Hier beträgt die Differenz nur $0,008$ (und damit minimal) zu Gunsten aller Strukturen. Als Fazit lässt sich festhalten, dass

sich Differenzen nur im Dezimalstellenbereich finden lassen und somit nur minimale Unterschiede zwischen den Korrelationen aller Strukturen und der selektierten Version herrschen.

Innerhalb der Kernel-Gruppen fällt auf, dass der Korrelationskoeffizient im Betrag ansteigt je höherem Kernel. Dies bedeutet, dass pro höherem Kernel eine größere negative Korrelation vorliegt, also dass beispielsweise die Mittelwerte aller Strukturen und der CTDI-Wert strenger negativ korrelieren bei Kernel H70h (Korrelationskoeffizient von $-0,875$) als bei Kernel H47f/s (Korrelationskoeffizient von $-0,685$), da ein Korrelationskoeffizient von -1 die strengste Korrelation bedeutet.

Tabelle 14: Übersicht über die Korrelationen vom Mittelwert (ohne Stirnhöhle, ohne Stirn- und Kieferhöhle, ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis und aller Strukturen gemeinsam) mit dem **CTDI-Wert** unter Betrachtung aller Kernel und selektiert je nach Kernelgruppe (H47f/s, H50f/s, H60f/s, H70h). **Erster Wert:** Korrelationskoeffizient nach Pearson. **Zweiter Wert:** Signifikanz = p-Wert ($< 0,001$).

	Kernel gesamt	Kernel H47f/s	Kernel H50f/s	Kernel H60f/s	Kernel H70h
Korrelation von CTDI-Wert und					
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirnhöhle	$-0,688$ $0,000$	$-0,636$ $0,000$	$-0,718$ $0,000$	$-0,796$ $0,000$	$-0,877$ $0,000$
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle	$-0,691$ $0,000$	$-0,636$ $0,000$	$-0,723$ $0,000$	$-0,800$ $0,000$	$-0,880$ $0,000$
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis	$-0,696$ $0,000$	$-0,642$ $0,000$	$-0,732$ $0,000$	$-0,806$ $0,000$	$-0,885$ $0,000$
Mittelwert aller Strukturen	$-0,685$ $0,000$	$-0,636$ $0,000$	$-0,716$ $0,000$	$-0,794$ $0,000$	$-0,875$ $0,000$

Tabelle 15: Übersicht über die Korrelationen vom Mittelwert (ohne Stirnhöhle, ohne Stirn- und Kieferhöhle, ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis und aller Strukturen gemeinsam) mit der **Röhrenspannung** unter Betrachtung aller Kernel und selektiert je nach Kernelgruppe (H47f/s, H50f/s, H60f/s, H70h). **Erster Wert:** Korrelationskoeffizient nach Pearson. **Zweiter Wert:** Signifikanz = p-Wert ($< 0,001$).

	Kernel gesamt	Kernel H47f/s	Kernel H50f/s	Kernel H60f/s	Kernel H70h
Korrelation von Röhrenspannung und					
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirnhöhle	-0,307 0,000	-0,279 0,001	-0,310 0,001	-0,333 0,000	-0,340 0,000
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle	-0,307 0,000	-0,283 0,001	-0,313 0,001	-0,332 0,000	-0,336 0,000
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis	-0,299 0,000	-0,277 0,001	-0,304 0,001	-0,325 0,000	-0,325 0,000
Mittelwert aller Strukturen	-0,307 0,000	-0,279 0,001	-0,310 0,001	-0,334 0,000	-0,343 0,000

Tabelle 16: Übersicht über die Korrelationen vom Mittelwert (ohne Stirnhöhle, ohne Stirn- und Kieferhöhle, ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis und aller Strukturen gemeinsam) mit dem **Röhrenstrom-Zeit-Produkt** unter Betrachtung aller Kernel und selektiert je nach Kernelgruppe (H47f/s, H50f/s, H60f/s, H70h). **Erster Wert:** Korrelationskoeffizient nach Pearson. **Zweiter Wert:** Signifikanz = p-Wert ($< 0,001$).

	Kernel gesamt	Kernel H47f/s	Kernel H50f/s	Kernel H60f/s	Kernel H70h
Korrelation von Röhrenstrom-Zeit-Produkt und					
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirnhöhle	-0,489 0,000	-0,479 0,000	-0,534 0,000	-0,565 0,000	-0,597 0,000
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle	-0,491 0,000	-0,478 0,000	-0,537 0,000	-0,568 0,000	-0,600 0,000
Mittelwert aller Strukturen ohne Stirn-, Kieferhöhle und Carotis	-0,497 0,000	-0,484 0,000	-0,546 0,000	-0,574 0,000	-0,608 0,000
Mittelwert aller Strukturen	-0,486 0,000	-0,478 0,000	-0,533 0,000	-0,564 0,000	-0,595 0,000

4.4 Betrachtung des optimalen Bereiches

4.4.1 CTDI-Wert

Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, einen optimalen Bereich zu finden, in welchem wir uns auf einen möglichst niedrigen CTDI-Wert bei bestmöglicher Bildqualität festlegen können. Dazu wird der CTDI-Wert zunächst in Gruppen gefasst und in 1.0 mGy-Schritten wiedergegeben, um eine bessere Übersicht zu schaffen. Der Mittelwert wurde dabei aus allen Noten der jeweiligen Gruppe gebildet. Als Mindestgrenze für eine gute Bildqualität wurde die Durchschnittsnote gut (2,00) gewählt, sodass sich Mittelwert inklusive Standardabweichung unterhalb dieses Bereiches befinden sollten (siehe schwarz gestrichelte Linie).

In Abbildung 57 wird ein „Sprung“ in der Benotung ersichtlich, der zwischen den Gruppen 2,0 – 3,0 mGy und 3,0 – 4,0 mGy liegt (siehe rot gepunktete senkrechte Linie, die die Gruppe 3,0 – 4,0 mGy markiert). Bis 3,0 mGy scheint die Benotung also noch $\geq 2,00$ inklusive SD zu liegen, innerhalb der 3,0 – 4,0 mGy-Gruppe sinkt der Mittelwert allerdings unterhalb die Grenze von $\leq 2,00$ inklusive SD und bleibt bei höheren CTDI-Werten stabil unterhalb dieser kritischen Grenze.

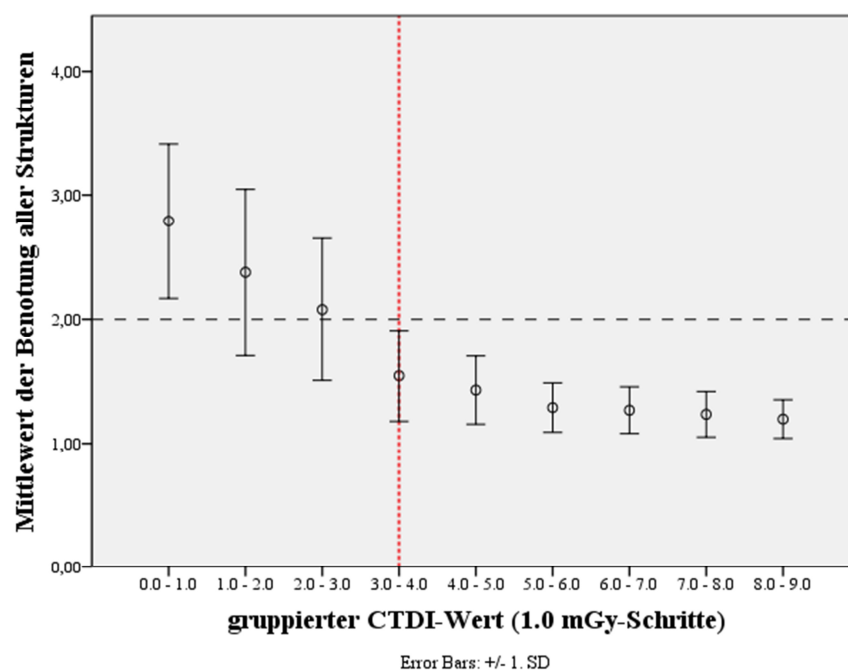


Abbildung 57: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 1.0 mGy-Schritten). **Schwarz gestrichelte Linie:** Maximal gesetzte Grenze der Benotung von 2,00 (inklusive SD). **Rot gepunktete Linie:** Der Bereich ab der Gruppe von 3,0 – 4,0 mGy, bei dem der „Sprung“ der Mittelwerte \pm SD $\leq 2,00$ zu finden ist.

Um eine noch detailliertere Aussage über den interessanten Bereich treffen zu können, wurde der CTDI-Wert in der folgenden Graphik in 0.5 mGy-Schritte aufgeteilt. Hier findet sich der „Sprung“ unterhalb der Grenze der Benotung von 2,00 zwischen den Gruppen von 2,5 – 3,0 mGy und 3,0 – 3,5 mGy. In der Gruppe von 2,5 – 3,0 mGy ist der Mittelwert inklusive SD noch $> 2,00$, ab der Gruppe von 3,0 – 3,5 mGy beträgt er inklusive SD allerdings konstant $\leq 2,00$ (siehe rot gepunktete Linie). Somit muss für diese interessante Gruppe festgehalten werden: Ab dem Bereich von 3,0 – 3,5 mGy scheint die Bildqualität tolerabel gut bei sehr niedrigem CTDI-Wert, siehe Abbildung 58.

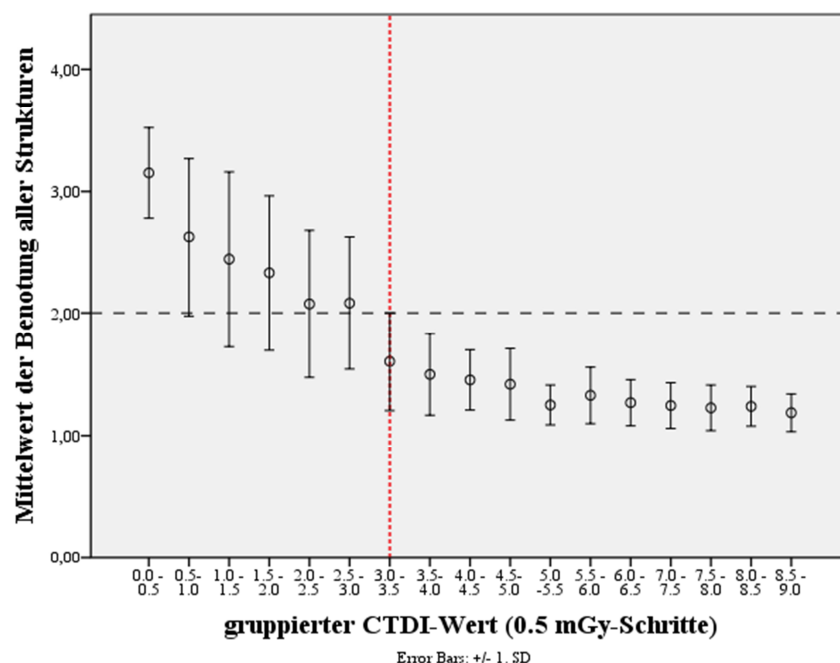


Abbildung 58: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 0.5 mGy-Schritten). **Schwarz gestrichelte Linie:** Maximal gesetzte Grenze der Benotung von 2,00 (inklusive SD). **Rot gepunktete Linie:** Der Bereich ab der Gruppe von 3,0 – 3,5 mGy, bei dem der „Sprung“ der Mittelwerte \pm SD $\leq 2,00$ zu finden ist.

Um eine letzte detaillierte Analyse durchzuführen, wird erneut die Graphik betrachtet, in der die Mittelwerte aller Strukturen gegen den CTDI-Wert aufgetragen sind, ohne wie zuvor eine Gruppierung desselben vorzunehmen. Wie schon besprochen, scheint die interessante Gruppe im Bereich von 3,0 – 3,5 mGy zu liegen. Abbildung 59 bestätigt dies erneut. Man erkennt, dass der interessante Bereich tatsächlich im Rahmen des CTDI-Wertes zwischen 3,0 – 4,0 mGy liegt, in dem Mittelwert \pm SD unterhalb der gesetzten Grenze von 2,00 fallen. Die rote Linie markiert dabei zur Veranschaulichung

in der Graphik den CTDI-Wert von 3,24 mGy. Dieser stellt den ersten Wert dar, nach dem alle folgenden dauerhaft unterhalb der vorgegeben Grenze liegen.

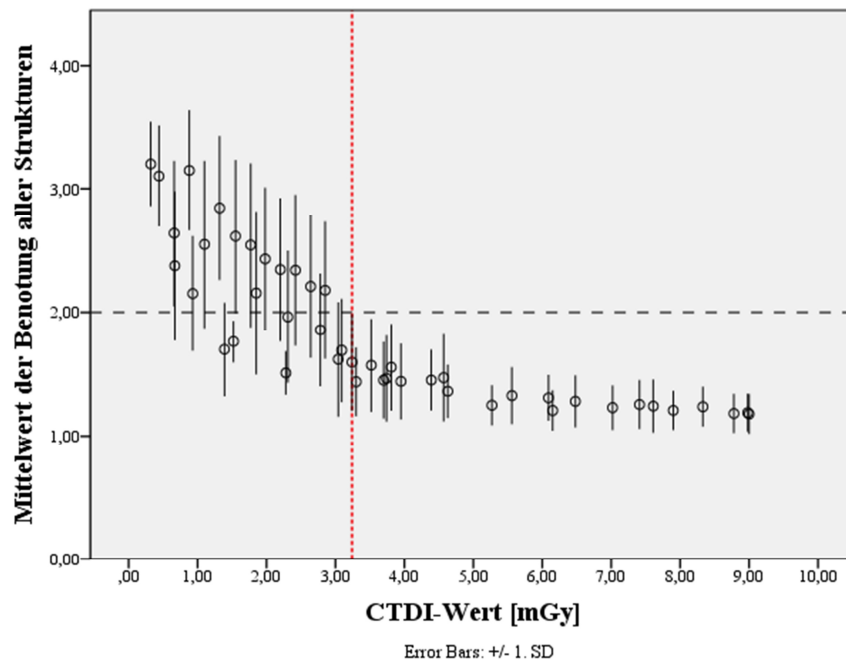


Abbildung 59: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert. **Schwarz gestrichelte Linie:** Maximal gesetzte Grenze der Benotung von 2,00 (inklusive SD). **Rot gepunktete Linie:** Der Bereich ab dem CTDI-Wert von 3,24 mGy, bei dem alle Mittelwerte \pm SD \leq 2,00 zu finden sind.

Diese Analysen ergeben, dass ein CTDI-Bereich von mindestens 3,0 – 3,5 mGy zu fordern ist für eine ausreichend gute Bildqualität. Hierbei wurden alle Strukturen gemeinsam betrachtet. Wie im Kapitel 4.3.1.2 der selektierten Strukturen, Seite 65 anhand von Graphiken und Tabelle beschrieben, verzerren die drei sehr gut bewerteten, dosisunabhängigen Strukturen das Ergebnis leicht ins Positive. Aus diesem Grund wurden sie aus der Analyse ausgenommen. Hier ergab sich ein etwas höherer CTDI-Bereich von 3,5 – 4,5 mGy, bei dem auch die feinen, dosisabhängigen Strukturen gut dargestellt werden konnten. Da die Darstellung dieser filigranen Strukturen besonders wichtig ist, bildet dieser CTDI-Bereich die Anwendung in Realität am besten ab.

Zusammenfassend kann deshalb festgehalten werden, dass ein CTDI-Bereich ab 3,5 – 4,5 mGy für eine gute Bildqualität zu fordern ist, bei dem alle Strukturen, vor allem auch die feinen, filigranen Strukturen, gut dargestellt werden können.

4.4.2 Rekonstruktionskernel

Ein weiterer Faktor, von dem die Schärfe der Strukturen abhängig ist, sind die Rekonstruktionskernel. Betrachten wir also diese im Folgenden genauer. In Abbildung 60 sind die vier möglichen Kernel (f- und s-Untergruppe sind jeweils zusammengefasst) mit gruppierten CTDI-Werten (in 0.5mGy-Schritten) gegenübergestellt. Dabei fällt auf, dass sich die kritische Grenze von $\leq 2,00$ mit steigendem Kernel in der Graphik nach rechts verschiebt, also dass die CTDI-Werte ebenfalls ansteigen. So befindet sich die Grenze bei Kernel H47f/s ab 2,0 – 2,5 mGy (Mittelwert $1,70 \pm 0,19$), bei Kernel H50f/s ebenso ab 2,0 – 2,5 mGy (Mittelwert $1,69 \pm 0,30$), bei Kernel H60f/s ab 3,0 – 3,5 mGy (Mittelwert $1,40 \pm 0,20$) und bei Kernel H70h ab der Gruppe von 5,0 – 5,5 mGy (Mittelwert $1,33 \pm 0,18$).

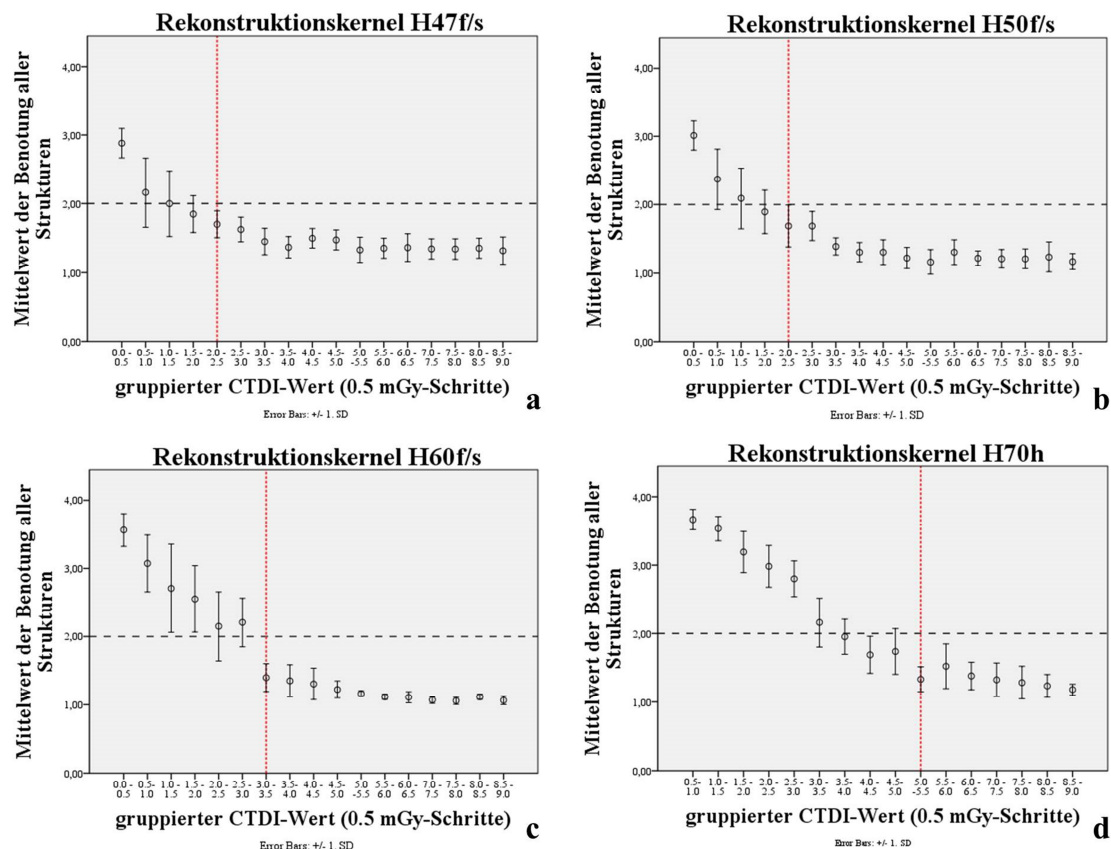


Abbildung 60: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 0.5 mGy-Schritten) für die einzelnen Kernel. **Schwarz gestrichelte Linie:** Maximal gesetzte Grenze der Benotung von 2,00 (inklusive SD). **Rot gepunktete Linie:** Der Bereich des jeweiligen Kernel, bei dem der „Sprung“ der Mittelwerte \pm SD $\leq 2,00$ zu finden ist. **a** Kernel H47f/s, **b** Kernel H50f/s, **c** Kernel H60f/s, **d** Kernel H70h.

Man erkennt hier die Tendenz, dass Bildschärfe und damit Note im Niedrigdosisbereich früher besser sind, je niedriger der Rekonstruktionskernel gewählt wird (siehe auch rot gepunktete Linie in Abbildung 60). Bei Kernel H47f/s und H50f/s fallen Mittelwert \pm SD bereits in der Gruppe von 2,0 – 2,5 mGy dauerhaft unterhalb die Grenze der Benotung von $\leq 2,00$ und somit in einem niedrigeren Dosisniveau im Vergleich zu den anderen Kernel.

5. DISKUSSION

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Potential der Dosisreduktion in der Computertomographie der Nase und Nasennebenhöhlen unter Berücksichtigung der klinisch notwendigen Bildqualität. Dazu wurden CT-Aufnahmen von drei humanen Ganzkopfpräparaten mit Variation der technischen Einstellungsparameter angefertigt. Auf diesen Bildern wurden 14 anatomische Strukturen, die für die Chirurgie der NNH von Bedeutung sind, aufgesucht und je nach Darstellbarkeit mit Noten von 1 (sehr gut zu sehen) bis 4 (nicht zu sehen) benotet. Ziel der Arbeit war es, einen optimalen Bereich der technischen Einstellung festzulegen, bei welchem eine ausreichend gute Bildqualität aus klinisch-chirurgischer Sicht besteht bei strahleneinsparender Dosis für den Patienten.

In diesem Teil sollen nun Fragestellung, verwendetes Material und angewandte Methoden sowie ermittelte Ergebnisse im Kontext aktueller Literatur und Forschungen besprochen und diskutiert werden.

5.1 Aktualität der Fragestellung

Die Computertomographie ist eine häufig angewandte Untersuchungstechnik, die in den letzten Jahren einen steilen Anstieg ihrer Anwendung zu verzeichnen hatte. So stieg laut Brix et al. der relative Anteil der CT im Vergleich aller Röntgenanwendungen in Deutschland zwischen den Jahren 1996 bis 2001 von 4 % auf 6 %, in absoluten Zahlen bedeutet dies eine Zunahme um 50 % ihrer Verwendung in nur fünf Jahren. Der relative Dosisbeitrag der CT zur effektiven Gesamtdosis erhöhte sich in diesem Zeitraum von 37,8 % auf 47,2 %. Die ebenso angestiegene mittlere Strahlenexposition durch Röntgenstrahlung in Deutschland von 1,6 mSv auf 1,8 mSv/Einwohner/Jahr soll vor allem durch die vermehrte Anwendung der CT begründet sein (Brix et al. 2005). Auch in Großbritannien ist eine Verdopplung der Anwendung der CT in einem Zeitraum von 10 Jahren zu verzeichnen. Im Jahr 2001/2002 betrug hier der Anteil der Strahlendosis durch die CT 47 % aller Röntgenstrahlung (Hart und Wall 2004). Diese Zahlen zeigen, dass verantwortungsbewusst mit der Strahlenexposition der Patienten umgegangen werden muss, sei es durch klare Indikationsstellung oder Einschränkung auf technischer

Ebene des CT-Gerätes, um die Strahlendosis zu reduzieren, da eine einzige oder gar eine jährliche Ganzkörper-CT-Untersuchung das Lebenszeitrisiko erhöht, an einer Krebserkrankung zu sterben (Brenner und Elliston 2004). Die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) gibt deshalb in ihren Empfehlungen die drei Grundsätze des Strahlenschutzes an: 1. Rechtfertigung (Entscheidung zur Strahlenexposition sollte mehr nutzen als schaden), 2. Optimierung des Schutzes (Exposition, Anzahl der Betroffenen und Dosis sollten so niedrig wie möglich gehalten werden), 3. Anwendung von Dosisgrenzwerten (bei geplanter Exposition sollten Dosisgrenzwerte eingehalten werden) (Internationale Strahlenschutzkommission 2007). Relevant ist dies in besonderem Maße in Bezug auf die CT der NNH, da sowohl zur Indikationsstellung als auch als Voraussetzung der chirurgischen Therapie einer chronischen Rhinosinusitis (CRS) eine adäquate Bildgebung in Form einer CT-Aufnahme (≥ 2 Ebenen) verlangt wird (Stuck et al. 2012). Tatsächlich entfällt laut Dammann der größte Teil der Indikationen zur Bildgebung der NNH mit ca. 80 % auf die prä- und postoperative Untersuchung bei CRS. Je nur 10 % der Indikationen dienen demnach Tumor- und Traumadiagnostik. Für die Tumordiagnostik können CT und MRT verwendet werden, während die CT als Goldstandard in der Diagnostik von CRS- und Traumadiagnostik gilt und somit bei ca. 90 % aller NNH-Untersuchungen Anwendung findet (Dammann 2007). Die Gründe für die Forderung einer Strahlenreduktion in der CT der NNH sind neben der häufigen Anwendung dieser Untersuchung vielfältig. So sind oft junge Patienten von der Untersuchung betroffen, die an gutartigen Erkrankungen leiden und die CT-Anwendungen müssen häufig wiederholt werden, um den Verlauf der Erkrankung zu evaluieren. Außerdem liegen Augenlinse und Schilddrüse im (Streu-)Strahlungsfeld und sind dadurch Strahlung ausgesetzt (Dammann et al. 2000b). Liegen diese beiden Organe im direkten Strahl, kann bei einer Spiral-CT-Untersuchung des Kopf-Hals-Bereiches eine Energiedosis von max. 64 mGy gemessen werden; werden sie allerdings nur von indirekter Streustrahlung erfasst, liegen die Organdosen um bis zu dem Faktor 10 niedriger (Cohnen et al. 1998). Durch Strahlung konnte eine dosisabhängige Inzidenz der Augenlinsentrübung festgestellt werden (Henk et al. 1993). Dabei postulierten alte Studien wie beispielsweise am Patientenkollektiv in der Strahlentherapie, dass die Augenlinse eine Gesamtdosis von 5 Gy (in fraktionierter Bestrahlung) ohne Schäden tolerieren könne

(Henk et al. 1993). Dies wurde mittlerweile durch neuere Studien wie von Kleiman revidiert, die eine Kataraktbildung durch signifikant niedrigere Strahlendosis ermittelten. Der Fehler älterer Studien sei gemäß Kleiman ein kurzes Follow-up, zu kurze Latenzzeiten bei niedriger Dosis, kaum Beobachtung von Patienten mit niedrigen Strahlendosen und keine Detektion früher Linsenveränderungen. In neueren Studien wurde die Linsentrübung auch bei niedriger Dosis gemessen unter Einbezug von verschiedenen Populationen wie Astronauten, medizinischem Personal, Atombombenüberlebenden sowie Patienten radiologischer Diagnostik oder Strahlentherapie. Aktuell liegt deshalb die Schwelle strahlenbedingter Kataraktbildung bei 0,5 Gy/Jahr und das Limit der beruflichen Strahlenexposition der Linse bei 20 mSv/Jahr, unabhängig der Expositionsform (akut, protrahiert oder chronisch), wobei Tierversuche diese Feststellung stützen würden (Kleiman 2012).

Den Anstoß zur hier behandelten Fragestellung stellt die Studie von Bitterwolf et al. dar, welche das Potential der Dosisreduktion in der Bildgebung der NNH und des Felsenbeines unter Diskussion der klinisch notwendigen Bildqualität mithilfe der digitalen Volumentomographie (DVT) evaluierte. Eine Reduktion der Strahlendosis um 50 % im Vergleich zum diagnostischen Referenzwert konnte ermittelt werden, was den Anreiz gab, eine ähnliche Studie zur Dosisreduktion in der Computertomographie der NNH durchzuführen (Bitterwolf et al. 2013).

Die Strahlendosis des Patienten bei Anfertigung von CT-Aufnahmen ist laut Rothenberg und Pentlow abhängig von Röhrenspannung und -strom, Untersuchungszeit und -feld, Rotationswinkel, Filtration, Kollimation, Schichtdicke und Abstand der Strahlenquelle zum Patienten. Werden diese Untersuchungsparameter zur Dosisersparung variiert, erhöht sich das Bildrauschen. Man muss deshalb einen Kompromiss zwischen Bildqualität und Dosis finden (Rothenberg und Pentlow 1992). Beispielsweise kann allein durch Modulation des Röhrenstroms die Strahlenexposition reduziert werden (Hietschold et al. 2008). In der hier vorliegenden Arbeit wurden Röhrenstrom-Zeit-Produkt, Röhrenspannung und Rekonstruktionskernel bei konstanter Schichtdicke und Pitch systematisch variiert, um ein Optimum des Verhältnisses von Bildqualität und Dosis zu untersuchen. Kapitel 5.3.3 beschreibt ausführlich das Potenzial der Dosisreduktion in der CT.

5.2 Diskussion von Material und Methoden

5.2.1 Material

Zur Anfertigung der zahlreichen CT-Bilder wurden humane Ganzkopfpräparate verwendet. Sie waren nach dem Tod der sich bereits zu Lebzeiten zu Körperspendern erklärten Patienten schockgefroren und für die Aufnahmen erstmalig wieder aufgetaut worden. Dies kommt realen Bedingungen sehr nah, stimmt naturgemäß jedoch nicht 100 %ig hinsichtlich des Signalverhaltens mit Aufnahmen an lebenden Menschen überein. Die Verwendung gefrorener Präparate war für dieses und ähnliche Projekte (Bitterwolf et al. 2013) die beste Möglichkeit, die Gegebenheiten so realistisch wie möglich darzustellen. In der Literatur sind zahlreiche Studien zur Dosisreduktion der CT beschrieben, in denen andere Materialien verwendet wurden, sei es ein formalinfixierter Kadaver (Cohnen et al. 2000), frische Leichen, deren Todeszeitpunkt weniger als 24 Stunden entfernt lag (Lorenzen et al. 2005), oder aber ein Phantom zur Eingrenzung der Werte und Reevaluation anhand von echten Patienten (Abul-Kasim et al. 2011). Die Verwendung von frisch aufgetauten humanen Präparaten stellte für uns die sinnvollste Möglichkeit dar. Die Bilder können aus ethischen Gründen nicht am lebenden Menschen generiert werden, da durch die CT bei jeder Untersuchung eine beträchtliche Strahlenmenge an den Patienten abgegeben wird und pro Schädel über 170 Aufnahmen angefertigt wurden. Zu beachten ist, dass durch das Auftauen der Präparate aber auch die Bildqualität geringfügig verändert worden sein kann, allerdings wurden knöcherne Strukturen bewertet, die sich durch das Einfrieren und Auftauen mutmaßlich nicht verändert haben sollten wie es potentiell bei Weichteilstrukturen der Fall wäre.

5.2.2 Die Computertomographie in der Diagnostik der NNH

Die Computertomographie gilt als Goldstandard in der Diagnostik der chronischen Sinusitis (Vogl et al. 2000) sowie als präoperative Bildgebung vor einem chirurgischen NNH-Eingriff wie der FESS (*Functional Endoscopic Sinus Surgery*) (Dammann 2007), (Stuck et al. 2012). Sie ist dabei in der deutschen und europäischen Leitlinie verankert als obligates Kriterium vor einem chirurgischen Eingriff an den Nasennebenhöhlen, um

die Ausprägung der Erkrankung exakt zu erfassen und die Operation präzise zu planen (Stuck et al. 2012), (Fokkens et al. 2012).

Wie oben erwähnt, machen prä- und postoperative Untersuchungen bei CRS mit ca. 80 % den größten Teil der Indikationen zur Bildgebung der NNH mittels CT aus. Dabei fällt der CT insgesamt ein Anteil von ca. 90 % aller NNH-Untersuchungsindikationen bei CRS- und Traumadiagnostik zu, nur 10 % der Indikationen dienen der Tumordiagnostik, wo CT und MRT angewendet werden können (Dammann 2007). Die CT ist des Weiteren dem Nativröntgen vorzuziehen bei therapierefraktärer NNH-Verschattung in einer einzigen Höhle, unklarer otologischer Symptomatik mit geringer Pneumatisation des Mastoids sowie zum Fokusausschluss (Klose et al. 1991). Schon im Jahr 1987 empfahl Zinreich den präoperativen CT-Einsatz (Zinreich et al. 1987). So wird auch heute durch die Strahlenschutzkommission in ihrer *„Orientierungshilfe für bildgebende Untersuchungen“* eine low-dose-CT als Voraussetzung für die endonasale Chirurgie gefordert (Strahlenschutzkommission 2010). Vergleicht man die effektive Dosis der low-dose-CT von bis zu 0,051 mSv mit der der Standard-CT von bis zu 0,76 mSv, erkennt man, dass durch die low-dose-CT deutlich Strahlung eingespart werden kann (gemessene Werte nur bei Frauen) (Tack et al. 2003).

Auch für die Diagnostik der akuten Sinusitis wurde die low-dose-CT vorgeschlagen, da sie eine hohe Spezifität und Sensitivität in der Detektion einer akuten Sinusitis hat und eine niedrigere effektive Dosis sowie eine niedrigere Dosis der Augenlinse im Vergleich zur Standard-CT aufweist (Hagtvedt et al. 2003). Weitere Forschungen liefern die Tatsache, dass die effektive Dosis beim Standard-CT um den Faktor 8,2 und beim konventionellen Röntgen um den Faktor 2,2 höher liegt als bei der low-dose-CT (80 kV, 17 mAs), deren effektive Dosis nur 0,045 mSv beträgt (Abul-Kasim et al. 2011).

Die präoperative CT dient der Vermeidung intraoperativer Komplikationen (Maier und Laszig 1998), indem anatomische Varianten bereits vor der OP aufgedeckt werden. Als anatomische Varianten können beispielsweise das Auftreten von Recessus supraorbitalis, Concha bullosa, infraorbitaler Siebbeinzelle (Haller-Zelle), Cellula sphenoethmoidale (Onodi-Zelle), pneumatisiertem Processus clinoideus ant., hervortretender A. carotis in den Sinus sphenoidalis, pneumatisiertem Processus

uncinatus, paradoxer Krümmung des Os turbinale med. oder Septumdeviation genannt werden (Arslan et al. 1999).

5.2.3 Auswahl der anatomischen Strukturen

In Anlehnung an die Vorpublikation von Bitterwolf et al. über das Potential der Dosisreduktion in der DVT der NNH und des Felsenbeines unter Diskussion der klinisch notwendigen Bildqualität (Bitterwolf et al. 2013) sollte eine ähnliche Studie zur Dosisreduktion in der Computertomographie der NNH durchgeführt werden. In Analogie erfolgte die Auswahl derselben Parameter, wobei hier nur 14 relevante anatomische Strukturen der NNH bewertet wurden und Strukturen des Felsenbeins ausgenommen wurden, da die Fragestellung allein die CT der NNH betraf. Im Einzelnen waren dies: die knöcherne Begrenzung der Kieferhöhle, die knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis, das Os turbinale der Concha nasalis inferior, der Processus uncinatus, die Lamina papyracea (I = auf Höhe des Processus uncinatus sowie II = auf Höhe der A. ethmoidalis anterior), die Arteria ethmoidalis anterior, die Lamina lateralis fossa olfactoria, die Lamina cribrosa, die knöcherne Begrenzung des Canalis nervus opticus, der Canalis nervus vidianus, das Foramen rotundum, die knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea interna und die Stirnhöhlenhinterwand. Die Auswahl dieser Strukturen begründet sich auf eine präoperative Checkliste von Simmen et al., die 8 anatomische Landmarken festlegt, welche bei Variation potenzielle Gefahren darstellen und deshalb mit einer präoperativen CT ausgeschlossen werden müssen. Bei den Strukturen handelt es sich um den Processus uncinatus, bei welchem durch Verletzung bei einem hohen Ansatz eine Liquorrhö verursacht werden kann; die Lamina cribrosa und Lamina lateralis fossa olfactoria, bei deren Tiefstand die Lamina cribrosa in besonderem Maße während einer OP gefährdet ist; die Arteria ethmoidalis ant., deren Ausdehnung man anhand der Lamina papyracea verfolgen kann und die als Normvariante frei durch das vordere Ethmoid laufen und bei Manipulation Blutung und damit eine Erblindung des Auges bedingen kann und die knöchernen Begrenzungen des Canalis nervus opticus und des Canalis arteria carotidea int., die beide in engem Verhältnis zum Sinus sphenoidalis stehen (Simmen und Schuknecht 1997). In einer anderen Studie von Abul-Kasim wurden konform unserer Studie 12 knöcherne Konturen von Strukturen der NNH bewertet. Dabei waren 5 der 12 Strukturen ähnlich oder gleich unserer festgelegten

Strukturen, nämlich die mediale Kieferhöhlenwand, die Stirnhöhlenhinterwand, der Boden und die mediale Wand der Orbita, der Processus uncinatus und die knöchernen Begrenzungen des Sinus sphenoidalis (Abul-Kasim et al. 2011). Auch weitere Studien bestätigen die Relevanz, den Verlauf einzelner Strukturen zu kennen. So kommt die Verletzung der Lamina papyracea immer noch als eine wiederholte Komplikation der FESS vor (Herzallah et al. 2014). Darüber hinaus analysierten DeLano et al. den Verlauf des Nervus opticus anhand von 300 Nerven (= 150 Patienten). Sie stellten den atypischen Verlauf des Nervus opticus nahe der hinteren Siebbeinzellen in 3 % der Fälle fest. Zudem konnten sie darstellen, dass Normvarianten den N. opticus für intraoperative Verletzungen prädisponieren. Diese sind der Verlauf des Nerven mit Impression der Wand oder durch den Sinus sphenoidalis hindurch, knöcherne Dehiszenzen über dem Nerven oder Pneumatisation des Proc. clinoideus ant. Die genannten Normvarianten kommen häufig vor und sollten vor einer Operation aufgedeckt werden, um Komplikationen zu vermeiden (DeLano et al. 1996). Zudem wurde die Fossa olfactoria in Relation zum Processus uncinatus (Savvateeva et al. 2010) sowie die Fossa olfactoria im Verhältnis zu den Siebbeinzellen und der Arteria ethmoidalis ant. mittels der neuen Bildgebungsmodalität der DVT untersucht (Güldner et al. 2011), um nur einige Beispiele zu nennen.

Man erkennt zusammenfassend, dass die Darstellung jeder einzelnen anatomischen Struktur mit ihrem atypischen Verlauf von Bedeutung für die Chirurgie der NNH ist, um bei einer OP potenzielle Schäden zu vermeiden.

5.2.4 Befundung und Benotung der Bilder

Das zu benotende Bild wurde ausgewählt und die jeweiligen standardisierten Schnitte wurden extrahiert. Die anatomischen Strukturen wurden dann im Schulnotenprinzip von 1 (sehr gut zu sehen) bis 4 (nicht zu sehen) bewertet. Die Bewertung erfolgte durch die Doktorandin der Studie nach Einarbeitung und in intensiver Anleitung durch einen erfahrenen HNO-Chirurgen. In den Betrachtungen zur optimalen Dosis-Bildqualität-Beziehung wurde als Mindestgrenze für eine gute Bildqualität die Note 2,0 einschließlich Standardabweichung gewählt.

Die Bewertung der Bildqualität anhand einer Bewertungsskala ist in der Literatur eine häufig angewandte Methode. In vielen Arbeiten wird ein fünfstufiges Bewertungssystem eingesetzt (Koitschev et al. 2002), (Brem et al. 2007), (Kröpil et al. 2010a), (Dammert et al. 2002), (Lorenzen et al. 2005). Die hier bewusst gewählte vierstufige Bewertung erlaubte eine leichtere Zuordnung zu den anatomischen Strukturen, indem es keine „mittlere“ Bewertung gab (nur 1 = sehr gut zu sehen, 2 = gut zu sehen, 3 = schlecht zu sehen, 4 = nicht zu sehen). Sie erleichterte damit die Befundung und zwang den Befunder, sich zu entscheiden. Als Limit galt ein Mittelwert inklusive Standardabweichung von 2,0 für eine ausreichende Bildqualität. Äquivalenten finden sich bei Studien über die Bildqualität des Mittelgesichtes (Lorenzen et al. 2005) und des Beckenskelettes (Wedegärtner et al. 2004), die ebenso eine durchschnittliche Beurteilung von 2,5 auf einer fünfstufigen Skala (1 = sehr gut, 5 = schlecht) forderten. Die Bewertung der anatomischen Strukturen erfolgte im Rahmen dieser Studie durch einen initialen Amateur auf dem Gebiet der radiologischen Befundung, der durch einen in radiologischer Bildgebung erfahrenen HNO-Arzt angelernt, kontrolliert und supervisiert wurde. Im Vergleich dazu zeigt die Literatur, dass mind. zwei verschiedene Untersucher, meist erfahrene Radiologen (Brem et al. 2007), (Abul-Kasim et al. 2011), (Lorenzen et al. 2005), oder aber sogar vier Radiologen (Kröpil et al. 2010a), (Wedegärtner et al. 2004) oder eine Kombination aus zwei Radiologen und zwei HNO-Ärzten (Koitschev et al. 2002) oder einem MKG-Chirurgen (Dammert et al. 2002) zur Befundung eingesetzt wurden. In der hier durchgeführten Studie wurde bewusst ein Novize auf dem Gebiet gewählt, um die Bewertung durch Anlernen aus klinisch-chirurgischer Sicht durchzuführen und nicht aus radiologischer Sicht, da der trainierte, erfahrene Radiologe andere Ansprüche antrainiert hat und diese in die Befundung mit einbringt. Trotz allem ist die Bewertung ein subjektiver Prozess, der zwar durch Anlernen, Übung und Kontrolle unsicherer Befunde objektiviert werden sollte, der aber nicht vollständig reproduzierbar ist. Das Argument der Subjektivität der Befundung ist deshalb nicht von der Hand zu weisen. Eine gewisse Form der Objektivierung hätte durch Hinzunahme eines zweiten Untersuchers, wie häufig in anderen Studien angewandt, gewährleistet werden können. Ein weiterer Untersucher, z. B. eine anderer Amateur, der dafür angelernt wurde, hätte einen Vergleich der beiden Untersucher

ermöglicht und die Zahl der bewerteten Bilder erhöht. Dies hätte jedoch den Rahmen der Dissertation überschritten und soll in weiteren Projekten analysiert werden.

Einen zusätzlich anzumerkenden Punkt stellt die Extraktion des Bildes und die Einstellung des genauen Schnittes dar. Dieser war zwar standardisiert vorgegeben, allerdings lagen teilweise Normvarianten vor, sodass gegebenenfalls nach ventral oder dorsal justiert werden musste. Außerdem konnte der Schnitt nicht bei jedem Bild gleichermaßen exakt eingestellt werden, da Anhaltspunkte feine anatomische Strukturen und subjektives Ermessen waren. Somit könnte es Differenzen der Einstellung geben, die sich vermutlich im Millimeterbereich befinden und wahrscheinlich nicht relevant sind, da die Struktur nicht ausgemessen, sondern bewertet wurde. Hierbei macht eine Diskrepanz von wenigen Millimetern mutmaßlich keinen Unterschied.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

5.3.1 Notenverteilung

Das Ergebnis der hier vorliegenden Arbeit zeigt eine deutliche Dosisabhängigkeit der Darstellbarkeit von anatomischen Strukturen. Es gibt dabei Unterschiede. Einige Strukturen wie zum Beispiel die Stirnhöhle, die Kieferhöhle, die Carotis oder das Foramen rotundum sind recht massiv und stabil. Dadurch wurden sie oft mit „sehr gut“ bewertet und sind somit in ihrer Darstellbarkeit eher dosisunabhängig. Andere, feinere Strukturen wie zum Beispiel das Os turbinale, die Lamina papyracea, der Processus uncinatus, die Lamina cribrosa oder der Canalis nervus vidianus weisen eine deutliche Dosisabhängigkeit auf. Dieses Phänomen konnte auch durch die vorausgegangene Studie anhand der DVT von Bitterwolf et al. festgestellt werden. Dort heißt es übereinstimmend zu unseren Ergebnissen, dass u.a. Stirnhöhlenhinterwand, Canalis arteria carotidea int., A. ethmoidalis ant. und Lamina lateralis fossa olfactoria fast ausschließlich mit der Note 1 bewertet wurden, während anatomische Strukturen wie u.a. Lamina papyracea, Lamina cribrosa, Os turbinale, Canalis nervus vidianus und Canalis nervus opticus häufig schlechter bewertet wurden und dadurch dosisabhängiger scheinen (Bitterwolf et al. 2013). Die Ergebnisse dieser beiden Arbeitsgruppen zeigen ähnliche Resultate und es scheint klar, dass feste, knöcherne Strukturen deutlich dosisunabhängiger sind als filigrane, feine Strukturen. Dies muss bei der Bildgebung

mit berücksichtigt werden, da auch die feinen Strukturen Normvarianten aufweisen können, deren Verlauf präoperativ geklärt werden sollte. Aus diesem Grund wurde ein Mittelwert \pm SD von $\leq 2,0$ festgelegt, um auch diese feinen Strukturen mit ihren besseren Bewertungen einzuschließen und dadurch einen Dosisbereich zu finden, welcher sowohl die dosisunabhängigen als auch in besonderem Maße die dosisabhängigen Strukturen gut darstellt. Als Resultat konnte für alle Strukturen gemeinsam (also inklusive der sehr gut bewerteten, stabilen Strukturen) eine gute Darstellbarkeit ab 3,0 – 3,5 mGy eruiert werden. Wurden nur selektierte Scores betrachtet (ohne die sehr guten, stabilen Strukturen), konnte ein etwas höherer Dosisbereich ab 3,5 – 4,5 mGy festgehalten werden. Dies ist also der Bereich, bei dem auch die feinen Strukturen zuverlässig visualisiert werden können.

5.3.2 Rekonstruktionskernel

Im Bereich der Rekonstruktionskernel wurden ein ultrascharfer (H70h), ein scharfer (H60f/s) und zwei mittelscharfe Kernel (H50f/s, H47f/s) angewandt. Es konnte herausgearbeitet werden, dass Bildschärfe und Noise im Niedrigdosisbereich besser werden, je niedriger der Kernel gewählt wird. Kernel H47f/s und H50f/s sind dabei die Einstellungen, bei denen bereits ab einem CTDI-Wert von 2,0 – 2,5 mGy tolerabel gute Bilder entstehen.

Es gibt hochauflösende und glättende Kernel. Hochauflösende Kernel haben ein erhöhtes Bildrauschen aber auch eine höhere Ortsauflösung, glättende Kernel dagegen bedingen ein niedriges Bildrauschen mit niedriger Ortsauflösung (Lorenzen et al. 2005). Außerdem ist das Bildrauschen von der verwendeten Dosis abhängig, wobei das Bildrauschen abnimmt, je höher die Dosis steigt. Rauschen und Dosis stehen also in einem antiproportionalen Zusammenhang (Brooks und Di Chiro 1976). Auch die Schichtdicke kann das Bildrauschen beeinflussen, denn je dünner die Schicht gewählt wird, desto mehr kommt es zum Bildrauschen, aber auch zur Zunahme des Kontrastes, wodurch keine Erhöhung der Dosis notwendig ist (Bundesärztekammer 2007).

In mehreren Arbeiten wurden hochauflösende Faltungskerne zur Rekonstruktion knöcherner Strukturen eingesetzt (Dammert et al. 2002), (Lorenzen et al. 2005), (Lam et al. 2009). Auch Galanski et al. kritisierten 1999, dass zu häufig Standard- statt hochauflösende Kernel in der CT des Gesichtsschädels/der NNH benutzt würden,

welche eher für die Bildgebung von Weichteilen nützten als zur Darstellung von Knochenstrukturen (Galanski et al. 2001).

Unsere Ergebnisse konnten im Gegensatz dazu zeigen, dass mittelscharfe Kernel (H47f/s, H50f/s), also keine glättenden, aber auch nicht sehr hochauflösende Kernel, im Niedrigdosisbereich früher bessere Bewertungen erzielen als hochauflösende (H70h, H60f/s). Diese Erkenntnis ist im Vergleich zu oben genannten Studien neu, die eher auf hochauflösende Kernel zur Darstellung knöcherner Strukturen setzen. Eine Erklärung für unsere Beobachtung ist, dass die mittelscharfen Kernel ein etwas niedrigeres Bildrauschen bedingen und deshalb keine so hohe Dosis wie die höherauflösenden Kernel erfordern. Außerdem kam unserer Studie zugute, dass standardmäßig dünne Schichten von nur 0,6 mm anfertigt wurden, wodurch wie oben beschrieben zwar das Bildrauschen, aber auch der Kontrast zunahm. Durch Kontrastzunahme war keine Dosiserhöhung nötig und insgesamt konnte Strahlung eingespart werden. Auch Prokop et al. konnten diese Feststellung stützen. Sie erarbeiteten, dass durch eine Dosisreduktion zwar das Bildrauschen erhöht wird, aber durch Einsatz von glättenden Kernel oder höherer Schichtdicke dagegengehalten werden kann, indem Ortsauflösung gegen Bildrauschen „eingetauscht“ wird, sodass auch bei niedriger Dosis die Bildqualität ausreichend gut bleibt. Sie sahen darin ein Potenzial in der Dosiseinsparung um den Faktor 2 bis 5, forderten aber weitere Studien zum Thema (Prokop 2002). Bestätigend dazu konnte genau diese Tendenz (niedrige Kernel besser als hochauflösende) in vorliegender Arbeit herausgearbeitet werden. Dabei lieferten die niedrigsten Kernel das beste Ergebnis, wobei allerdings nicht mit glättenden, sondern mittelscharfen Kernel gearbeitet wurde. Die Überprüfung anhand glättender Kernel könnte einen Ansatz weiterer Studien darstellen. Außerdem fertigten wir dünne Schichten an, die das Bildrauschen erhöhten. Wie oben beschrieben, wurde dadurch zwar auch der Kontrast erhöht, allerdings könnte die Anwendung höherer Schichtdicken, wie von Prokop et al. vorgeschlagen, weiteres Optimierungspotential bieten und sollte anhand weiterführender Arbeiten überprüft werden.

5.3.3 Potential der Dosisreduktion

Das Ergebnis der hier vorliegenden Arbeit zeigt eine deutliche Dosisabhängigkeit der Darstellbarkeit von anatomischen Strukturen. In Zusammenschau der Mittelwerte aller Strukturen konnte ein CTDI-Bereich ab 3,0 – 3,5 mGy festgehalten werden, bei dem eine klinisch gute, ausreichende Bildqualität besteht bei niedriger Strahlenbelastung. Wurden nur selektierte Scores betrachtet (ohne die sehr gut bewerteten, stabilen Strukturen), konnte ein etwas höherer Dosisbereich ab 3,5 – 4,5 mGy festgehalten werden, bei dem auch die feinen anatomischen Strukturen sicher gut abgebildet werden. Dies bedeutet für die klinische Praxis eine Dosisreduktion um mind. 50 %, verglichen mit dem Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz von 9 mGy (Bundesamt für Strahlenschutz 2010). Als Kriterium diene ein Mittelwert \pm SD von dauerhaft $\leq 2,0$ in der durchschnittlichen Benotung.

Nauer et al. untersuchten das Potenzial der Dosisreduktion in der Computer-assistierten Navigation (CAS-CT) der FESS. Dabei stellten sie fest, dass intraoperativ vor allem anatomische Landmarken zu erkennen sein müssen. Sie schlugen dafür eine reduzierte Dosis von nur 3,1 mGy vor, was unsere Ergebnisse für die Darstellbarkeit anatomischer Strukturen gleichermaßen bestätigt. Anzumerken ist allerdings, dass diese Reduktion eine subjektive Komponente aufweist sowie vom verwendeten Gerät abhängig ist. Als diagnostisches low-dose-Sinus-CT schlugen sie die Parameter 120 kV und 20 – 50 mAs vor. Falls keine diagnostische Bildqualität erforderlich ist, könne die Dosis auf bis zu ein Drittel gesenkt werden (Nauer et al. 2009).

Galanski et al. stellten bereits durch ihre „*Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999 über die CT-Expositionspraxis in der BRD*“ fest, dass im Gebiet Gesichtsschädel/NNH die Dosis noch zu hoch sei und Optimierungspotential bestehe (Galanski et al. 2001). Seitdem sind viele Schritte in der technischen Entwicklung der CT der NNH getan, die im Folgenden erläutert werden sollen. Die konventionelle CT wurde oft noch mit zu hohen Dosen und Röhrenstrom-Zeit-Produkten durchgeführt. Eine Alternative bot die Spiral-CT, welche einen um die Hälfte reduzierten gewichteten CTDI und Dosis-Längen-Produkt (DLP) aufweist und deshalb anstelle der konventionellen CT zur Generierung von Referenzdosen genutzt werden sollte (Hidajat et al. 2001). Einen weiteren Schritt stellte die Anwendung von Rekonstruktionen dar: Die Arbeitsgruppe um Dammann et al. verglich die Einzeilen-Spiral-CT mit der

Mehrzeilen-Spiral-CT unter Verwendung sekundär koronarer Rekonstruktionen. Sie stellten fest, dass die Dosis im Mehrzeilen-Spiral-CT zwar höher ist, aber auch eine bessere Bildqualität vorliegt. Zudem ermöglicht es die Anfertigung von Rekonstruktionen und damit eine Reduktion der Strahlendosis mit einem Schlag um 50 %, da nur noch ein axiales Bild angefertigt werden muss, aus welchem dann das koronare Bild sekundär rekonstruiert werden kann (Dammann et al. 2000a). Koitschev et al. postulierten 2002 ebenso, dass es für die Bildqualität ausreichend ist, primär axiale Bilder mit sekundär koronaren Rekonstruktionen in der Dünnschicht-Spiral-CT anzufertigen, anstatt wie vorher im präoperativen Procedere ein axiales und ein koronares Spiral-CT-Bild anfertigen zu lassen. Es ergeben sich neben der Strahlenreduktion um 50 % durch Einsparung einer Aufnahme noch weitere Vorteile. Diese sind die Vermeidung der Bestrahlung der Schilddrüse im primären Strahlengang, das Umgehen von Zahnmetallartefakten und die Vermeidung der Bauchlagerung des Patienten, wie es durch primär koronare Bilder von Nöten wäre (Koitschev et al. 2002). Zudem ist durch diese Untersuchungstechnik eine reduzierte Strahlendosis der Augenlinse und der Schilddrüse zu verzeichnen. Im primär koronaren Bild bei Standardeinstellungen des CT-Gerätes (140 kV, 100 mAs) beträgt die Dosis für die Linse 35,1 mGy und die der Schilddrüse 2,9 mGy, verglichen zum axialen Bild mit 24,5 mGy (Linse) und 1,4 mGy (Schilddrüse). Fertigt man axiale Bilder einer low-dose-CT (120 kV, 40 mAs) an, so beträgt die Dosis der Linse sogar nur 9,2 mGy und die der Schilddrüse 0,4 mGy (Zammit-Maempel et al. 2003).

In der hier vorliegenden Studie wurden vor allem knöcherne Strukturen evaluiert. Auch andere Arbeiten beschäftigen sich nur mit diesen knöchernen Strukturen. Lorenzen et al. konnten beispielsweise feststellen, dass die Dosis im CT des Mittelgesichtes deutlich reduziert werden kann bezüglich der Herstellerangaben, welche mehr auf Bildqualität als auf Strahleneinsparung setzen. Dabei wurden fünf Kategorien bewertet (Abgrenzbarkeit dünner Knochenlamellen, Konturschärfe, Bildqualität insgesamt, Bildqualität dünner Knochenlamellen, Bildrauschen), nicht einzelne Strukturen wie in dieser Arbeit. Die Dosis konnte dabei um bis zu 70 % reduziert werden (120 kV/30 mAs vs. 120 kV/100 mAs Herstellerangabe) (Lorenzen et al. 2005). Auch Dammert et al. gingen der Tatsache nach, dass es in der Mehrschicht-Spiral-CT des Mittelgesichtes Optimierungspotenzial gibt. So variierten sie Kollimation, Pitch und

Röhrenstrom für koronare und parasagittale Sekundärreformationen. Sie stellten eine starke Reduktion des Röhrenstroms auf 50 mA vor, bei der die interessanten Knochenstrukturen des Mittelgesichtes (mediale Orbitawand, Orbitaboden, Ethmoidalzellsystem, Canalis n. opticus und Canalis n. infraorbitalis) noch gut zu sehen waren. Durch Sekundärreformation konnte zudem wieder die Aufnahme in koronarer Ebene eingespart werden (Dammert et al. 2002).

Um genauer auf das Potenzial der Dosisreduktion in der CT der NNH vor FESS einzugehen, wurden gezielt Studien zu diesem Thema gesucht. Und tatsächlich finden sich einige Arbeiten in der Literatur, die einen ähnlichen Versuchsaufbau sowie ähnliche Ergebnisse vorstellen. So untersuchten Sohaib et al. konform zu unserer Studie die Bildqualität der präoperativen CT durch Variation des Röhrenstrom-Zeit-Produktes (200 mAs, 150 mAs, 100 mAs, 50 mAs), allerdings mit deutlich weniger Umfang. Die Bildqualität der untersuchten anatomischen Strukturen (auch feiner Strukturen wie Os turbinale oder Proc. uncinatus) war auch bei niedrigen Einstellungen nicht signifikant schlechter, was auf ein großes Potenzial zur Reduktion hindeutet. An der Augenlinse konnte eine Strahlendosisreduktion um 77 % durch Reduktion der Parameter auf 50 mAs verzeichnet werden (Sohaib et al. 2001). Auch Brem et al. variierten den Röhrenstrom (retrospektiv) und stellten eine Dosisreduktion von 20 % fest, da auch Weichteile (z. B. Nervus opticus) mit beurteilt wurden, welche ein höheres Röhrenstrom-Zeit-Produkt erforderten (134 mAs bei 120 kV). Knochenstrukturen erforderten einen niedrigeren Strom von nur 67 mAs für eine gute Bildqualität (ursprüngliche Aufnahmen mit 170 mAs) (Brem et al. 2007). Ein letztes Beispiel zur Dosisreduktion bieten Lam et al., wo Protokolle mit Standard- (100 mAs) und low-dose-CT (40 mAs) von Patienten angefertigt wurden. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der Bildqualität knöcherner und Weichteilstrukturen, während eine low-dose-CT, wie auch in anderen Arbeiten erwähnt, eine signifikante Reduktion der Dosis von Augenlinse (um 55,4 %) und Schilddrüse (um 38,8 %) bedingt (Lam et al. 2009).

All diese Beispiele zeigen, dass Potenzial in der Dosisreduktion der NNH-CT vorhanden und schon deutlich genutzt ist und durch vorliegende Studie noch weiter ausgebaut werden kann im Hinblick auf optimale Kerneinstellung zusätzlich zur Variation von Röhrenstrom-Zeit-Produkt und Röhrenspannung (= des CTDI-Wertes).

5.3.4 Limitierende Faktoren

Im Folgenden sollen limitierende Faktoren der vorgestellten Studie diskutiert werden. Diese sind, wie zuvor erwähnt, die Verwendung von gefrorenen Ganzkopfpräparaten, da die anatomischen Gegebenheiten nicht vollständig natürlich abgebildet worden sein können und die Bildqualität darunter gelitten haben könnte. Eine Anfertigung an lebenden Patienten war aber aus ethischen Gründen nicht möglich, weshalb die Verwendung der Präparate eine annehmbare Alternative für uns darstellte. Ein anderes Problem ist die subjektive Befundung durch nur einen einzigen Amateur auf dem Gebiet der radiologischen und/oder klinisch-chirurgischen Bildgebung. Durch Hinzunahme eines zweiten Befunders hätte dies objektiviert werden können. Einen weiteren Faktor stellt die Tatsache dar, dass die Verteilung der technischen Einstellungsparameter ungleichmäßig war. Beispielsweise wurden in der CTDI-Gruppe von 3 – 4 mGy insgesamt 108 Bilder mit 9 verschiedenen Einstellungen (3,04; 3,09; 3,24; 3,30; 3,52; 3,70; 3,74; 3,81; 3,95 mGy) angefertigt, in der Gruppe von 4 – 5 mGy nur 36 Bilder mit 3 Einstellungen, in der Gruppe von 5 – 6 mGy 24 Bilder mit nur 2 Einstellungen und in der Gruppe von 6 – 7 mGy 35 Bilder mit 3 Einstellungen. In der Statistik stellte sich dann heraus, dass tatsächlich die Gruppe des CTDI-Wertes von 3-4 mGy die interessanteste war, was das Argument der ungleichen Verteilung etwas entschärfen kann. Es wäre der Vollständigkeit halber und zur Bestätigung vor allem in der Gruppe von 4 – 5 mGy interessant gewesen, mehr Aufnahmen mit mehreren Einstellungen durchzuführen, da diese der interessanten Gruppe als nächstes folgt und durch häufigere Aufnahmen und Bewertungen eine stärkere Bestätigung oder Ablehnung der Werte hätte verifizieren können. Allerdings war dies nicht möglich, da am Gerät keine weiteren Einstellungen einstellbar sind und somit auch keine weiteren Paarungen mit dieser Dosis möglich sind. In der Studie wurden die technischen Parameter Röhrenstrom-Zeit-Produkt, Röhrenspannung und Rekonstruktionskernel systematisch variiert. Der Pitch, also das Verhältnis aus Tischvorschub und Schichtdicke (Galanski et al. 2001), und die Schichtdicke blieben konstant. Anzumerken ist, dass diese Parameter auch hätten modifiziert werden können, wie beispielsweise die Ausweitung der Kernel durch Hinzunahme glättender Kernel, höherer Schichtdicke oder Änderung des Tischvorschubs. Dies hätte aber den Rahmen dieser Dissertation gesprengt und hätte außerdem keine gleichen, standardisierten

Bedingungen geliefert. Als Ausblick (siehe auch Kapitel 5.4) wird auf die Variation dieser Parameter im Rahmen weiterer Studien verwiesen. Einen weiteren limitierenden Faktor stellt die Tatsache dar, dass nur knöcherne Strukturen bewertet wurden, die vor allem eine Rolle in der präoperativen CT vor FESS spielen. Dies stellt keine allgemeingültige Aussage über die Dosisreduktion der CT in der Diagnostik der Sinusitis dar, denn dafür werden auch Aussagen zur Beschaffenheit von Schleimhaut und Weichteilstrukturen benötigt, die im Rahmen dieser Studie nicht untersucht wurden. Eine weitere Einschränkung liegt darin begründet, dass zur Anfertigung der Bilder nur ein einziges CT-Gerät verwendet wurde. Die erarbeiteten Ergebnisse sollten deshalb an weiteren CT-Geräten überprüft werden.

5.4 Schlussfolgerungen und Ausblick

Als Fazit kann festgehalten werden, dass schon in einem Dosisbereich ab 3,5 – 4,5 mGy der Verlauf und die Beschaffenheit aller, besonders auch feiner knöcherner Strukturen, wie präoperativ in der CT der Nasennebenhöhlen benötigt, ausreichend gut dargestellt werden können. Die Rekonstruktionskernel sind dabei eher im niedrigen auflösenden Bereich zu wählen, beispielsweise die Kernel H47f/s oder H50f/s, da sie im Niedrigdosisbereich eine ausreichende Bildqualität erbringen. Unter der Berücksichtigung dieser Kernel kann sogar die applizierte Dosis bis auf einen Bereich von 2,0 – 2,5 mGy reduziert werden. Wir postulieren für die klinische Praxis also eine mögliche Dosisreduktion um mind. 50 %, verglichen mit dem aktuellen diagnostischen Referenzwert von 9 mGy (Bundesamt für Strahlenschutz 2010).

Als Ausblick wird auf die verschiedenen technischen Möglichkeiten der zusätzlichen Dosisersparung in der CT verwiesen. Neuere Protokolle stellen hierfür die Verwendung eines nicht-linearen Nachbearbeitungsfilters (*2-D-NLAF*) vor, durch den eine Dosisreduktion von 58 % in der CT der NNH vor allem im Hochkontrastbereich durch Kontrastverstärkung gegeben ist (Kröpil et al. 2010a). Am Oberbauchphantom konnte durch dieselbe Arbeitsgruppe ebenso beim Einsatz eines *2-D-NLAF* eine Reduktion der Dosis um 50 % vorgestellt werden (Kröpil et al. 2010b). Ein anderer Vorschlag der Dosisreduktion in der low-dose-CT der NNH beschäftigt sich mit der iterativen rekonstruierten Technik, welche eine Dosisreduktion von bis zu 60 % erlaubt

bei bestehend guter Bildqualität (Optimum der Bildqualität bei 120 kV, 48 mAs) (Bulla et al. 2012). Auch die Arbeitsgruppe von Kordolaimi et al. konnte für die Thorax-, Abdomen-, und Becken-CT beim Einsatz iterativer Rekonstruktionsalgorithmen eine Dosisreduktion von 50 – 75 % ermitteln (Kordolaimi et al. 2014).

Einen weiteren Punkt stellt die interessante Tatsache dar, dass die Verwendung niedriger Kernel besser als hochauflösender Kernel zur Dosiseinsparung in vorliegender Arbeit herausgearbeitet werden konnten. Dabei lieferten die niedrigsten Kernel (H47f/s und H50f/s) das beste Ergebnis, wobei allerdings nicht mit glättenden, sondern mit mittelscharfen Kernel gearbeitet wurde. Die Überprüfung anhand glättender Kernel könnte einen Ansatz weiterer Studien darstellen. Außerdem fertigten wir dünne Schichten an. Wie bereits beschrieben, könnte auch dieser Punkt anhand weiterer Arbeiten mit höherer Schichtdicke, wie von Prokop et al. vorgeschlagen, überprüft werden (Prokop 2002).

Der von uns vorgeschlagene Dosisbereich in Kombination mit den Kerneinstellungen sollte nun durch Anwendung in der Klinik an relevanten Patientengruppen und durch weitere Studien verifiziert werden.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Die chronische Rhinosinusitis ist eine häufige Erkrankung, deren Therapie nach Ausschöpfen der konservativen Maßnahmen in der operativen Sanierung mittels endoskopisch gestützter, funktionell orientierter Nasennebenhöhlenchirurgie liegt. Von Bedeutung sind dabei anatomische Strukturen, die Normvarianten aufweisen können und dadurch bei einer Operation gefährdet sind, verletzt zu werden. Vor jedem chirurgischen Eingriff an den Nasennebenhöhlen wird deshalb zur Standortbestimmung obligat eine Bildgebung in Form einer Computertomographieaufnahme gefordert. Da die Strahlendosis ein nicht zu unterschätzender Faktor der CT ist, hat vorliegende Arbeit untersucht, inwieweit die Dosis in der CT der Nase und Nasennebenhöhlen vor einer Operation reduziert werden kann unter Berücksichtigung einer klinisch ausreichenden, guten Bildqualität. Ziel der Arbeit war es, einen optimalen Bereich der technischen Einstellungen festzulegen, in dem eine gute Bildqualität aus klinisch-chirurgischer Sicht besteht bei strahleneinsparender Dosis für den Patienten. Somit sollte eine Reduktion der Strahlenbelastung des Patienten erwirkt werden.

Anhand von drei humanen Ganzkopfpräparaten wurden je Schädel 178 – 183 CT-Aufnahmen mit Variation der Parameter Röhrenspannung, Röhrenstrom-Zeit-Produkt (= insgesamt von 46 verschiedenen CTDI-Werten) sowie Rekonstruktionskernel bei konstanter/m Schichtdicke und Pitch angefertigt. Eine Verblindung war durch Anonymisierung und Randomisierung der Datensätze gegeben. Es wurden insgesamt 14 anatomische Strukturen pro Bilddatensatz im Schulnotenprinzip mit 1 = sehr gut zu sehen, 2 = gut zu sehen, 3 = schlecht zu sehen und 4 = nicht zu sehen, bewertet. Bei den Strukturen handelte es sich im Einzelnen um die knöcherne Begrenzung der Kieferhöhle, die knöcherne Begrenzung des Nervus infraorbitalis, das Os turbinale der Concha nasalis inferior, den Processus uncinatus, die Lamina papyracea auf Höhe des Processus uncinatus und auf Höhe der Arteria ethmoidalis anterior, die Arteria ethmoidalis anterior, die Lamina lateralis fossa olfactoria, die Lamina cribrosa, die knöcherne Begrenzung des Canalis nervus opticus, den Canalis nervus vidianus, das Foramen rotundum, die knöcherne Begrenzung des Canalis arteria carotidea interna und die Stirnhöhlenhinterwand. Für eine ausreichend gute Bildqualität wurde ein Mittelwert inklusive Standardabweichung von dauerhaft $\leq 2,0$ in der durchschnittlichen Benotung als Kriterium gefordert.

Als Ergebnis konnte eine deutliche Dosisabhängigkeit der Darstellbarkeit von anatomischen Strukturen bewiesen werden. Hierbei gilt generell, je höher die Dosis gewählt wurde, desto besser auch die Bewertung. Dabei gibt es Unterschiede. Stabile Strukturen wie die Stirnhöhle, die Kieferhöhle oder die Carotis sind in ihrer Darstellbarkeit eher dosisunabhängig, während bei filigranen Strukturen wie dem Os turbinale, der Lamina papyracea oder dem Canalis nervus vidianus eine deutliche Dosisabhängigkeit aufgezeigt werden konnte. Im Bereich der Rekonstruktionskernel gilt, je niedriger der Kernel gewählt wird, desto besser werden Bildschärfe und Note im Niedrigdosisbereich. Die mittelscharfen Kernel H47f/s und H50f/s sind dabei die Einstellungen, bei denen bereits ab einem CTDI-Wert von 2,0 – 2,5 mGy gute Bilder entstehen. Unabhängig der Kerneinstellung kann ein CTDI-Bereich ab 3,5 – 4,5 mGy als optimaler Bereich festgehalten werden, bei dem eine klinisch ausreichend gute Bildqualität auch für feine anatomische Strukturen besteht, bei niedriger Strahlenbelastung für den Patienten. Dies bedeutet für die klinische Praxis eine Dosisreduktion um mindestens 50 % verglichen mit dem bisherigen diagnostischen Referenzwert von 9 mGy.

Diese Erkenntnisse stehen im Einklang mit den grundlegenden Untersuchungen anderer Arbeitsgruppen. Der in hier vorliegender Arbeit vorgeschlagene Dosisbereich mit Kerneinstellung sollte nun durch Anwendung in der Klinik sowie durch weitere Studien verifiziert werden. Ansatzpunkte für weitere Forschung bieten die Überprüfung des Einsatzes glättender Kernel sowie das Arbeiten mit höherer Schichtdicke in der Computertomographie der Nase und der Nasennebenhöhlen.

7. SUMMARY

Chronic rhinosinusitis is a common disease. Having used all conservative procedures, an operation using functional endoscopic sinus surgery is the therapy of choice. Anatomical structures showing normvariants are important due to the fact that they are at risk of getting destroyed during the operation. Therefore, a Computertomography scan is required before each operation. Radiation dose is a key factor in CT, which should not be underestimated. Thus, in this study, we examined the question of how radiation dose in the CT of the nose and the paranasal sinuses can be reduced while still maintaining a clinically good and, satisfactory picture quality. The aim of this study was to find an optimal range of technical parameters that would allow, from a clinical-surgical point of view, a consistently good picture quality, while also saving the maximum radiation dose possible for the patient.

Using three human head phantoms, 178 – 183 CT-images per head were made with varying voltage, current (= all together 46 different CTDI-values) and reconstruction algorithms, keeping constant section thickness and pitch. The blinding element of the study was achieved by anonymising and randomising the data records. In total, 14 anatomical structures in each picture were evaluated with grades 1 = very good to see, 2 = good to see, 3 = bad to see and, 4 = not to see. These structures were the following: the bony margin of maxillary sinus, the bony margin of the infraorbital nerve, the os turbinale of the inferior nasal concha, the uncinate process, the lamina papyracea on a level with uncinate process and on a level with anterior ethmoidal artery, the anterior ethmoidal artery, the lateral lamina of the olfactory fossa, the cribriform plate, the bony canal of the optic nerve, the canal of the Vidian nerve, the foramen rotundum, the bony canal of the internal carotid artery and the posterior wall of frontal sinus. In order to achieve a satisfactory image quality, the mean value including the standard deviation was set constantly at $\leq 2,0$ in grading.

As a result, a strong dosage-dependency of the presentability of anatomical structures could be shown. The higher the dosage was, the better the evaluation. But there were differences. Stable structures, such as the frontal sinus, the maxillary sinus or the carotid artery, were more dosage-independent whereas fine, thin structures, such as the os turbinale, the lamina papyracea or the canal of the Vidian nerve, were strongly dosage-dependent. Concerning the reconstruction algorithms, our results showed that the lower

the kernel, the better the picture quality and grade in the low-dose-area were. Kernel H47f/s and H50f/s were the best adjustments, in which good images were generated at a CTDI-value of 2.0 – 2.5 mGy. Independent of the kernel, a CTDI-area of 3.5 – 4.5 mGy could be established as the optimal range, in which a clinically satisfactory, good image quality exists even for fine anatomical structures, while ensuring a low radiation dose for the patient. For clinical practical work these results consist of a dose reduction of at least 50 % compared to the current diagnostic reference value of 9 mGy.

These findings are consistent with fundamental studies carried out by other research groups. The dosage range of the kernel proposed in this paper should now be further evaluated in the clinic and verified through follow-up studies. Starting points for further research are the evaluation of using smooth kernel as well as working with a higher layer of thickness in the CT of the nose and the paranasal sinuses.

8. VERZEICHNISSE

8.1 Literaturverzeichnis

Abul-Kasim, Kasim; Strömbeck, Anita; Sahlstrand-Johnson, Pernilla (2011): Low-dose computed tomography of the paranasal sinuses: radiation doses and reliability analysis. In: *American journal of otolaryngology* 32 (1), S. 47–51.

Anzai, Yoshimi; Weymuller, Ernest A.; Yueh, Bevan; Maronian, Nicole; Jarvik, Jeffrey G. (2004): The impact of sinus computed tomography on treatment decisions for chronic sinusitis. In: *Archives of otolaryngology--head & neck surgery* 130 (4), S. 423–428.

Arslan, Halil; Aydınlioğlu, Atif; Bozkurt, Mehmet; Egeli, Erol (1999): Anatomic variations of the paranasal sinuses: CT examination for endoscopic sinus surgery. In: *Auris Nasus Larynx* 26 (1), S. 39–48.

Bhattacharyya, Neil; Lee, Linda N. (2010): Evaluating the diagnosis of chronic rhinosinusitis based on clinical guidelines and endoscopy. In: *Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 143 (1), S. 147–151.

Bitterwolf, L.; Lünzner, K.; Heinrichs, J.; Diogo, I.; Wiegand, S.; Teymoortash, A.; Güldner, C. (2013): Dosisreduktion unter Betrachtung der erforderlichen Bildqualität--Wie viel Dosis braucht ein Bild? In: *Laryngo- rhino- otologie* 92 (5), S. 332–337.

Brem, Matthias H.; Zamani, Amir A.; Riva, Roberto; Zou, Kelly H.; Rumboldt, Zoran; Hennig, Friedrich F. et al. (2007): Multidetector CT of the paranasal sinus: potential for radiation dose reduction. In: *Radiology* 243 (3), S. 847–852.

Brenner, David J.; Elliston, Carl D. (2004): Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. In: *Radiology* 232 (3), S. 735–738.

Brix, G.; Nekolla, E.; Griebel, J. (2005): Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. Fakten, Bewertung und Trends. In: *Der Radiologe* 45 (4), S. 340–349.

Brooks, R. A.; Di Chiro, G. (1976): Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. In: *Medical physics* 3 (4), S. 237–240.

Bulla, Stefan; Blanke, Philipp; Hassepass, Frederike; Krauss, Tobias; Winterer, Jan Thorsten; Breunig, Christine et al. (2012): Reducing the radiation dose for low-dose CT of the paranasal sinuses using iterative reconstruction: feasibility and image quality. In: *European journal of radiology* 81 (9), S. 2246–2250.

Bundesamt für Strahlenschutz (2010): Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom 22. Juni 2010. Salzgitter. Online verfügbar unter www.bfs.de/de/ion/medizin/referenzwerte02.pdf, zuletzt geprüft am 31.03.2015.

Bundesärztekammer (2007): Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Hg. v. Bundesärztekammer. Online verfügbar unter www.bundesaerztekammer.de/downloads/LeitCT2007Korr-1.pdf, zuletzt geprüft am 31.03.2015.

Burke, Thomas F.; Guertler, Andrew T.; Timmons, James H. (1994): Comparison of Sinus X-rays with Computed Tomography Scans in Acute Sinusitis. In: *Academic Emergency Medicine* 1 (3), S. 235–239.

Casiano, Roy R. (1997): Correlation of Clinical Examination with Computer Tomography in Paranasal Sinus Disease. In: *American Journal of Rhinology* 11 (3), S. 193–196.

Chester, Alexander C.; Antisdell, Justin L.; Sindwani, Raj (2009): Symptom-specific outcomes of endoscopic sinus surgery: a systematic review. In: *Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 140 (5), S. 633–639.

Cohnen, M.; Cohnen, B.; Ewen, K.; Teubert, G.; Mödder, U. (1998): Dosismessungen bei Spiral-CT-Untersuchungen der Kopf-Hals-Region. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 168 (5), S. 474–479.

Cohnen, M.; Fischer, H.; Hamacher, J.; Lins, E.; Kötter, R.; Mödder, U. (2000): CT of the Head by Use of Reduced Current and Kilovoltage: Relationship between Image Quality and Dose Reduction. In: *AJNR Am Journal of Neuroradiology*, S. 1654–1660.

Dammann, F. (2007): Bildgebung der Nasennebenhöhlen (NNH) in der heutigen Zeit. In: *Radiologe* 47 (7), S. 576–583.

Dammann, F.; Bode, A.; Heuschmid, M.; Kopp, A.; Georg, C.; Pereira, P. L.; Claussen, C. D. (2000a): Mehrschicht-Spiral-CT der Nasennebenhöhlen: Erste Erfahrungen unter besonderer Berücksichtigung der Strahlenexposition. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 172 (8), S. 701–706.

Dammann, F.; Momino-Traserra, E.; Remy, C.; Pereira, P. L.; Baumann, I.; Koitschev, A.; Claussen, C. D. (2000b): Strahlenexposition bei der Spiral-CT der Nasennebenhöhlen. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 172 (3), S. 232–237.

Dammert, S.; Funke, M.; Merten, H. A.; Obernauer, S.; Grabbe, E. (2002): Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) beim Mittelgesichtstrauma: Optimierung der Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 174 (7), S. 874–879.

Daramola, Opeyemi O.; Lidder, Alcina K.; Ramli, Ramiza; Chandra, Rakesh K.; Shintani-Smith, Stephanie; Conley, David B. et al. (2014): Patient knowledge and perception of computed tomography scan in the management of chronic rhinosinusitis symptoms. In: *The Laryngoscope*, S. 1–5.

DeLano, M. C.; Fun, F. Y.; Zinreich, S. J. (1996): Relationship of the optic nerve to the posterior paranasal sinuses: a CT anatomic study. In: *AJNR. American journal of neuroradiology* 17 (4), S. 669–675.

Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie (2011): Leitlinie Rhinosinusitis. - Langfassung -. Online verfügbar unter www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/017-049.html, zuletzt geprüft am 07.04.2015.

Esposito, S.; Bosis, S.; Bellasio, M.; Principi, N. (2007): From clinical practice to guidelines: how to recognize rhinosinusitis in children. In: *Pediatric allergy and immunology : official publication of the European Society of Pediatric Allergy and Immunology* 18 Suppl 18, S. 53–55.

Federspil, P. (2009): Antibiotikatherapie der Infektionen an Kopf und Hals. Konsensusbericht, im Auftrag des Präsidiums der Deutschen Gesellschaft für Hals-

Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie. In: *Laryngo- rhino- otologie* 88 (5), S. 329–338.

Fokkens, Wytske J.; Lund, Valerie J.; Mullol, Joachim; Bachert, Claus; Alobid, Isam; Baroody, Fuad et al. (2012): European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps 2012. In: *Rhinology* (23), S. 1–298.

Galanski, M.; Nagel, H. D.; Stamm, G. (2001): CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 173 (10), S. R1-66.

Gallagher, R. M.; Gross, C. W.; Phillips, C. D. (1998): Suppurative intracranial complications of sinusitis. In: *The Laryngoscope* 108 (11 Pt 1), S. 1635–1642.

Göldner, Christian; Diogo, Isabell; Windfuhr, Jochen; Bien, Siegfried; Teymoortash, Afshin; Werner, Jochen A.; Bremke, Martin (2011): Analysis of the fossa olfactoria using cone beam tomography (CBT). In: *Acta oto-laryngologica* 131 (1), S. 72–78.

Hagtvedt, T.; Aaløkken, T. M.; Nøtthellen, J.; Kolbenstvedt, A. (2003): A new low-dose CT examination compared with standard-dose CT in the diagnosis of acute sinusitis. In: *European radiology* 13 (5), S. 976–980.

Hart, D.; Wall, B. F. (2004): UK population dose from medical X-ray examinations. In: *European journal of radiology* 50 (3), S. 285–291.

Havel, Miriam; Kornes, Tanja; Weitzberg, Eddie; Lundberg, Jon O.; Sundberg, Johan (2014): Eliminating paranasal sinus resonance and its effects on acoustic properties of the nasal tract. In: *Logopedics, phoniatrics, vocology*, S. 1–8.

Henk, J. M.; Whitelocke, R.A.F.; Warrington, A. P.; Bessell, E. M. (1993): Radiation dose to the lens and cataract formation. In: *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics* 25 (5), S. 815–820.

Herzallah, Islam R.; Marglani, Osama A.; Shaikh, Ahmed M. (2014): Variations of lamina papyracea position from the endoscopic view: a retrospective computed tomography analysis. In: *International forum of allergy & rhinology*, S. 1–8.

Hidajat, N.; Wolf, M.; Nunnemann, A.; Liersch, P.; Gebauer, B.; Teichgräber, U. et al. (2001): Survey of conventional and spiral CT doses. In: *Radiology* 218 (2), S. 395–401.

Hietschold, V.; Koch, A.; Laniado, M.; Abolmaali, N. D. (2008): Computertomografie: Einfluss des variablen Röhrenstroms auf die Patientendosis und die Genauigkeit von Berechnungen der effektiven Dosis. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 180 (5), S. 430–439.

Holzmüller, A.; Gudziol, H.; Müller, A. (2009): Lebensqualität nach funktionell-endoskopischer Nasennebenhöhlen-Operation bei Polyposis nasi (Eine Langzeitstudie). In: *Laryngo- rhino- otologie* 88 (3), S. 174–180.

Hopkins, Claire; Slack, Robert; Lund, Valerie; Brown, Peter; Copley, Lynn; Browne, John (2009): Long-term outcomes from the English national comparative audit of surgery for nasal polyposis and chronic rhinosinusitis. In: *The Laryngoscope* 119 (12), S. 2459–2465.

Internationale Strahlenschutzkommission (2007): Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. ICRP-Veröffentlichung 103. Online verfügbar unter www.icrp.org/docs/P103_German.pdf, zuletzt geprüft am 04.04.2015.

Kaplan, Brian A.; Kountakis, Stilianos E. (2004): Role of nasal endoscopy in patients undergoing endoscopic sinus surgery. In: *American Journal of Rhinology* 18 (3), S. 161–164.

Kleiman, N. J. (2012): Radiation cataract. In: *Annals of the ICRP* 41 (3-4), S. 80–97.

Klose, K. C.; Elies, W.; Sondermann, U. (1991): Treffsicherheit der Nativradiologie im Nachweis von Verschattungen der pneumatisierten Räume des Schädels--Vergleich mit der Computertomographie. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 155 (3), S. 199–206.

Koitschev, A.; Baumann, I.; Remy, C. T.; Dammann, F. (2002): Rationelle CT-Diagnostik vor Operationen an den Nasennebenhöhlen. In: *HNO* 50 (3), S. 217–222.

Kordolaimi, Sofia D.; Saradeas, Ioannis; Ploussi, Agapi; Pantos, Ioannis; Argentos, Stylianos; Efstathopoulos, Efstathios P. (2014): Introduction of an effective method for the optimization of CT protocols using iterative reconstruction algorithms: comparison with patient data. In: *AJR. American journal of roentgenology* 203 (4), S. W434-439.

Kröpil, P.; Cohnen, M.; Andersen, K.; Heinen, W.; Stegmann, V.; Mödder, U. (2010a): Bildqualität in der Multidetektor-CT der Nasennebenhöhlen: Potenzial zur Dosisreduktion bei Anwendung eines adaptiven Nachverarbeitungsfilters. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 182 (11), S. 973–978.

Kröpil, P.; Lanzman, R. S.; Walther, C.; Röhlen, S.; Godehardt, E.; Mödder, U.; Cohnen, M. (2010b): Dosisreduktion und Bildqualität in der MDCT des Oberbauchs: Potenzial eines adaptiven Nachverarbeitungsfilters. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 182 (3), S. 248–253.

Lam, Sy; Bux, Si; Kumar, G.; Ng, Kh; Hussain, Af (2009): A comparison between low-dose and standard-dose non-contrasted multidetector CT scanning of the paranasal sinuses. In: *Biomedical imaging and intervention journal* 5 (3), S. e13.

Leung, Randy M.; Chandra, Rakesh K.; Kern, Robert C.; Conley, David B.; Tan, Bruce K. (2014): Primary care and upfront computed tomography scanning in the diagnosis of chronic rhinosinusitis: a cost-based decision analysis. In: *The Laryngoscope* 124 (1), S. 12–18.

Ling, Francis T K; Kountakis, Stilianos E. (2007): Important clinical symptoms in patients undergoing functional endoscopic sinus surgery for chronic rhinosinusitis. In: *The Laryngoscope* 117 (6), S. 1090–1093.

Lorenzen, M.; Wedegärtner, U.; Weber, C.; Lockemann, U.; Adam, G.; Lorenzen, J. (2005): Dosisoptimierung der Mehrzeilen-Spiral-CT (MSCT) des Mittelgesichts. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 177 (2), S. 265–271.

Maier, W.; Laszig, R. (1998): Komplikationen der endonasalen Nebenhöhlenchirurgie--diagnostische und therapeutische Konsequenzen. In: *Laryngo- rhino- otologie* 77 (7), S. 402–409.

Marple, Bradley F.; Stankiewicz, James A.; Barody, Fuad M.; Chow, James M.; Conley, David B.; Corey, Jacqueline P. et al. (2009): Diagnosis and management of chronic rhinosinusitis in adults. In: *Postgraduate medicine* 121 (6), S. 121–139.

Nauer, C. B.; Eichenberger, A.; Dubach, P.; Gralla, J.; Caversaccio, M. (2009): CT radiation dose for computer-assisted endoscopic sinus surgery: dose survey and determination of dose-reduction limits. In: *AJNR. American journal of neuroradiology* 30 (3), S. 617–622.

Prokop, M. (2002): Überblick über Strahlendosis und Bildqualität in der Computertomographie. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 174 (5), S. 631–636.

Reiser, M.; Kuhn, F.; Debus, J. (Hg.) (2011): *Duale Reihe Radiologie*. 3. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Rosenfeld, Richard M.; Andes, David; Bhattacharyya, Neil; Cheung, Dickson; Eisenberg, Steven; Ganiats, Theodore G. et al. (2007): Clinical practice guideline: Adult sinusitis. In: *Otolaryngology--head and neck surgery: official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 137 (3S), S. 1–31.

Rothenberg, L. N.; Pentlow, K. S. (1992): Radiation dose in CT. In: *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc.* 12 (6), S. 1225–1243.

Savvateeva, Daria M.; Güldner, Christian; Murthum, Tobias; Bien, Siegfried; Teymoortash, Afshin; Werner, Jochen A.; Bremke, Martin (2010): Digital volume tomography (DVT) measurements of the olfactory cleft and olfactory fossa. In: *Acta oto-laryngologica* 130 (3), S. 398–404.

Schünke, M.; Schulte, E.; Schumacher, U. (2006): *Prometheus Kopf und Neuroanatomie. LernAtlas der Anatomie*. Unter Mitarbeit von J. Rude, M. Voll und K. Wesker. 1. Aufl. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Simmen, D.; Schuknecht, B. (1997): Computertomographie der Nasennebenhöhlen--eine präoperative Checkliste. In: *Laryngo- rhino- otologie* 76 (1), S. 8–13.

Sohaib, S. A.; Peppercorn, P. D.; Horrocks, J. A.; Keene, M. H.; Kenyon, G. S.; Reznek, R. H. (2001): The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. In: *The British journal of radiology* 74 (878), S. 157–161.

Soler, Zachary M.; Mace, Jess; Smith, Timothy L. (2008): Symptom-based presentation of chronic rhinosinusitis and symptom-specific outcomes after endoscopic sinus surgery. In: *American Journal of Rhinology* 22 (3), S. 297–301.

Sonkens, J. W.; Harnsberger, H. R.; Blanch, G. M.; Babbel, R. W.; Hunt, S. (1991): The impact of screening sinus CT on the planning of functional endoscopic sinus surgery. In: *Otolaryngology--head and neck surgery: official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 105 (6), S. 802–813.

Strahlenschutzkommission (2010): Orientierungshilfe für bildgebende Untersuchungen. Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Online verfügbar unter www.ssk.de/SharedDocs/Beratungsergebnisse/.../Orientierungshilfe.html, zuletzt geprüft am 01.04.2015.

Stuck, B. A.; Bachert, C.; Federspil, P.; Hosemann, W.; Klimek, L.; Mösges, R. et al. (2012): Leitlinie "Rhinosinusitis"--Langfassung: S2-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie. In: *HNO* 60 (2), S. 141–162.

Tack, Denis; Widelec, Jacques; Maertelaer, Viviane de; Bailly, Jean-Marie; Delcour, Christian; Gevenois, Pierre Alain (2003): Comparison between low-dose and standard-dose multidetector CT in patients with suspected chronic sinusitis. In: *AJR. American journal of roentgenology* 181 (4), S. 939–944.

Vogl, T. J.; Mack, M. G.; Balzer, J. (2000): Chronische Infektionen der Nasennebenhöhlen. In: *Der Radiologe* 40 (6), S. 500–506.

Wedegärtner, U.; Lorenzen, M.; Lorenzen, J.; Nolte-Ernsting, C.; Weber, C.; Dieckmann, C. et al. (2004): Mehrzeilen-Spiral CT (MSCT) des Beckenskelettes: Dosisoptimierung unter Berücksichtigung der Bildqualität. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 176 (1), S. 106–112.

Welch, Kevin C.; Stankiewicz, James A. (2009): A contemporary review of endoscopic sinus surgery: techniques, tools, and outcomes. In: *The Laryngoscope* 119 (11), S. 2258–2268.

Wigand, M. E.; Hosemann, W. G. (1991): Results of endoscopic surgery of the paranasal sinuses and anterior skull base. In: *The Journal of otolaryngology* 20 (6), S. 385–390.

Zammit-Maempel, I.; Chadwick, C. L.; Willis, S. P. (2003): Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT. In: *The British journal of radiology* 76 (906), S. 418–420.

Zinreich, S. J.; Kennedy, D. W.; Rosenbaum, A. E.; Gayler, B. W.; Kumar, A. J.; Stammberger, H. (1987): Paranasal sinuses: CT imaging requirements for endoscopic surgery. In: *Radiology* 163 (3), S. 769–775.

8.2 Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria	N.	Nervus
ant.	anterior	NNH	Nasennebenhöhlen
bzw.	beziehungsweise	OP	Operation
ca.	circa	post.	posterior
chron.	chronisch	Proc.	Processus
CRS	chronische Rhinosinusitis	S1	Schädel 1
CT	Computertomographie	S2	Schädel 2
CTDI	Computed Tomography Dose Index	S3	Schädel 3
DLP	Dosis-Längen-Produkt	SD	Standardabweichung
DVT	digitale Volumetomographie	sup.	superior
et al.	und andere	u.a.	unter anderem
evtl.	eventuell	vs.	versus
FESS	Functional Endoscopic Sinus Surgery	z. B.	zum Beispiel
ggf.	gegebenenfalls		
ICRP	Internationale Strahlenschutzkommission		
inf.	inferior		
insg.	insgesamt		
int.	interna		
kV	Kilovolt		
lat.	lateral		
mA	Milliampere		
mAs	Milliamperesekunde		
max.	maximal		
med.	medial		
mGy	Milligray		
mind.	mindestens		
MKG	Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie		

8.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersichtsdarstellung mit den Ebenen koronar, sagittal und axial.....	17
Abbildung 2: Erster eingestellter Schnitt mit anatomischen Strukturen	18
Abbildung 3: Übersicht über die Benotung der Kieferhöhlenwand.....	19
Abbildung 4: Übersicht über die Benotung des Nervus infraorbitalis	20
Abbildung 5: Übersicht über die Benotung des Os turbinale.....	21
Abbildung 6: Übersicht über die Benotung des Processus uncinatus	22
Abbildung 7: Übersicht über die Benotung der Lamina papyracea I.....	23
Abbildung 8: Zweiter eingestellter Schnitt mit anatomischen Strukturen	24
Abbildung 9: Übersicht über die Benotung der Arteria ethmoidalis anterior	25
Abbildung 10: Übersicht über die Benotung der Lamina papyracea II	25
Abbildung 11: Übersicht über die anatomischen Varianten der Lamina lateralis fossa olfactoria und Lamina cribrosa.....	26
Abbildung 12: Übersicht über die Benotung der Lamina lateralis fossa olfactoria und Lamina cribrosa	27
Abbildung 13: Dritter eingestellter Schnitt mit anatomischen Strukturen.....	28
Abbildung 14: Übersicht über die Benotung der knöchernen Begrenzung des Canalis nervus opticus	29
Abbildung 15: Übersicht über die Benotung des Canalis nervus vidianus und des Foramen rotundum	30
Abbildung 16: Übersicht über die anatomischen Varianten der dritten Einstellung	31
Abbildung 17: Vierter eingestellter Schnitt mit knöcherner Begrenzung des Canalis arteria carotidea interna.	32
Abbildung 18: Übersicht über die Benotung der knöchernen Vorderwand der Arteria carotidea interna	33
Abbildung 19: Fünfter eingestellter Schnitt mit Stirnhöhlenhinterwand	33
Abbildung 20: Übersicht über die Benotung der Stirnhöhlenhinterwand.....	34
Abbildung 21: Übersicht über die relative Notenverteilung der Kieferhöhle.....	37
Abbildung 22: Korrelation der Benotung der Kieferhöhle mit dem CTDI-Wert	38
Abbildung 23: Übersicht über die relative Notenverteilung des N. infraorbitalis	39

Abbildung 24: Korrelation der Benotung des N. infraorbitalis mit dem CTDI-Wert...	40
Abbildung 25: Übersicht über die relative Notenverteilung des Os turbinale	40
Abbildung 26: Korrelation der Benotung des Os turbinale mit dem CTDI-Wert.....	41
Abbildung 27: Übersicht über die relative Notenverteilung des Proc. uncinatus	42
Abbildung 28: Korrelation der Benotung des Processus uncinatus mit dem CTDI-Wert	43
Abbildung 29: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina papyracea I.....	43
Abbildung 30: Korrelation der Benotung der Lamina papyracea I mit dem CTDI-Wert	44
Abbildung 31: Übersicht über die relative Notenverteilung der A. ethmoidalis ant....	45
Abbildung 32: Korrelation der Benotung der Arteria ethmoidalis anterior mit dem CTDI-Wert	46
Abbildung 33: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina papyracea II	47
Abbildung 34: Korrelation der Benotung der Lamina papyracea II mit dem CTDI-Wert	47
Abbildung 35: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina lateralis fossa olfactoria.....	48
Abbildung 36: Korrelation der Benotung der Lamina lateralis fossa olfactoria mit dem CTDI-Wert	49
Abbildung 37: Übersicht über die relative Notenverteilung der Lamina cribrosa	50
Abbildung 38: Korrelation der Benotung der Lamina cribrosa mit dem CTDI-Wert	52
Abbildung 39: Übersicht über die relative Notenverteilung des Canalis n. opticus	52
Abbildung 40: Korrelation der Benotung des Canalis nervus opticus mit dem CTDI-Wert	53
Abbildung 41: Übersicht über die relative Notenverteilung des Canalis n. vidianus ...	54
Abbildung 42: Korrelation der Benotung des Canalis nervus vidianus mit dem CTDI-Wert	55
Abbildung 43: Übersicht über die relative Notenverteilung des Foramen rotundum...	56

Abbildung 44: Korrelation der Benotung des Foramen rotundum mit dem CTDI-Wert	57
Abbildung 45: Übersicht über die relative Notenverteilung der knöchernen Vorderwand der Arteria carotidea interna	58
Abbildung 46: Korrelation der Benotung der knöchernen Vorderwand der Arteria carotidea interna mit dem CTDI-Wert	59
Abbildung 47: Übersicht über die relative Notenverteilung der Stirnhöhlenhinterwand	59
Abbildung 48: Korrelation der Benotung der Stirnhöhlenhinterwand mit dem CTDI-Wert	60
Abbildung 49: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert.....	62
Abbildung 50: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert, aufgeteilt nach den drei Schädeln.....	63
Abbildung 51: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 0.5 mGy-Schritten), aufgeteilt nach den drei Schädeln.....	64
Abbildung 52: Korrelation der Benotung der anatomischen Strukturen mit dem CTDI-Wert; Aufteilung der Mittelwerte nach allen anatomischen Strukturen und abzüglich ausgewählter, relativ konstant benoteter Strukturen	65
Abbildung 53: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit der Röhrenspannung ...	67
Abbildung 54: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt	68
Abbildung 55: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit den Rekonstruktionskernel	69
Abbildung 56: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit den Rekonstruktionskernel (f- und s-Untergruppe zusammengefasst)	70
Abbildung 57: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 1.0 mGy-Schritten).....	74
Abbildung 58: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 0.5 mGy-Schritten).....	75
Abbildung 59: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert.....	76
Abbildung 60: Korrelation der Benotung aller Strukturen mit dem CTDI-Wert (gruppiert in 0.5 mGy-Schritten) für die einzelnen Kernel	77

8.4 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die verwendeten technischen Parameter des CT-Gerätes	13
Tabelle 2: Bedeutung der Notenvergabe	15
Tabelle 3: Übersicht über die 14 anatomischen Strukturen mit Ebene und Schnitt	16
Tabelle 4: Anatomische Strukturen des ersten eingestellten Schnittes	18
Tabelle 5: Anatomische Strukturen des zweiten eingestellten Schnittes	24
Tabelle 6: Anatomische Strukturen des dritten eingestellten Schnittes	28
Tabelle 7: Notenverteilung in absoluten und relativen Zahlen sowie Mittelwert \pm Standardabweichung der Benotung jeder einzelnen anatomischen Struktur	36
Tabelle 8: Notenverteilung der Lamina lateralis fossa olfactoria in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.....	48
Tabelle 9: Notenverteilung der Lamina cribrosa in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.....	51
Tabelle 10: Notenverteilung des Canalis nervus vidianus in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.....	55
Tabelle 11: Notenverteilung des Foramen rotundum in absoluten und relativen Zahlen, aufgeteilt nach den einzelnen Schädelpräparaten.....	56
Tabelle 12: Übersicht über den ersten CTDI-Wert sowie die erste CTDI-Gruppe (in 0.5 mGy-Schritten), ab dem/der alle weiteren dauerhaft unterhalb einer Benotung von Mittelwert \pm Standardabweichung von $\leq 2,00$ liegen.....	66
Tabelle 13: Übersicht über Mittelwert \pm SD und Anzahl der angefertigten Bild Datensätze der einzelnen Kernel	69
Tabelle 14: Übersicht über die Korrelationen vom Mittelwert mit dem CTDI-Wert unter Betrachtung aller Kernel und selektiert je nach Kernelgruppe	72
Tabelle 15: Übersicht über die Korrelationen vom Mittelwert mit der Röhrenspannung unter Betrachtung aller Kernel und selektiert je nach Kernelgruppe	73
Tabelle 16: Übersicht über die Korrelationen vom Mittelwert mit dem Röhrenstrom- Zeit-Produkt unter Betrachtung aller Kernel und selektiert je nach Kernelgruppe	73

9. ANHANG

9.1 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren

in **Marburg**: Adamkiewicz, Alter, Barth, Bartsch, Basler, Bastians, Bauer, Baum, Baumann, Becker, Becker, Berger, Bette, Bien, Bohlander, Bösner, Brehm, Burchert, Cetin, Czubayko, Daut, Del-Rey, Dettmeyer, Donner-Banzhoff, Eikmann, Engenhardt-Cabillic, Ellenrieder, Fendrich, Feuser, Frink, Fuchs-Winkelmann, Geks, Görg, Gress, Grosse, Hamer, Hegele, Hertl, Heverhagen, Hilt, Höffken, Hofmann, Hoyer, Hundt, Jacob, Jerrentrup, Kann, Kanngießer, Kill, Kircher, Kirschbaum, Klose, Köhler, König, Koolmann, Kruse, Krüger, Kühne, Kühnert, Lemke, Leonhardt, Lill, Löffler, Lohoff, Maier, Maisch, Maschuw, Maurer, Michl, Moll, Moosdorf, Mueller, Müller, Mutters, Neubauer, Nimsky, Oliver, Oertel, Pagenstecher, Plant, Preisig-Müller, Ramaswamy, Renz, Richter, Rolfes, Rominger, Rosenow, Röhm, Ruchholtz, Schäfer, Schieffer, Schlosser, Schmidt, Schneider, Schütz, Seifart Seitz, Sekundo, Sesterhenn, Sevinc, Sommer, Steinfeldt, Steiniger, Steinkamp, Vogelmeier, Wagner, Waldegger, Waldmann, Weihe, Werner, Westermann, Wilhelm, Wulf, Zemlin, Zentgraf, Zettl, Ziring

in **Strasbourg, Frankreich**: Baldauf, Berthel, Bertschy, Bourcier, Bursztejn, Danion, Danion-Grilliat, Debry, Diemunsch, Dupeyron, Favre, Gentine, Kaltenbach, Langer, Marescaux, Mathelin, Muller, Patris, Pirrello, Pottecher, Schultz, Sibia, Speeg-Schatz, Tranchant, Vidailhet, Veillon

in **Kassel**: Gehling, Rompel, Schuppert, Tryba

in **Schlieren, Schweiz**: Achermann, Caduff, Herren, Matter

9.2 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, ohne die die Anfertigung, Durchführung und Fertigstellung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Zunächst danke ich Herrn Prof. Dr. Werner für die Möglichkeit, die hier vorliegende Arbeit an der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Philipps-Universität Marburg durchzuführen.

Zudem möchte ich mich bei der Klinik für Radiologie und Neuroradiologie Gießen sowie dem Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz der Technischen Hochschule Mittelhessen für die gemeinsame Anfertigung und Bereitstellung der CT-Bilder bedanken.

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater und Betreuer Herrn PD Dr. Güldner für die Bereitstellung des Themas, die ausgezeichnete Betreuung, ständige Erreichbarkeit, Unterstützung und konstruktive Kritik sowie ein immer offenes Ohr für jegliche Fragen.

Ich möchte mich bei meinem Freund und meiner Schwester für die motivierenden Telefonate und ihr Einfühlungsvermögen bedanken. Meinem Bruder danke ich für die Lösung sämtlicher technischer Probleme sowie der emotionalen Unterstützung. Außerdem danke ich meinen Freunden aus Marburg, die mich jeden Tag neu motiviert haben und immer für mich da waren sowie meinen Mitbewohnern für ihre Ermunterung.

Abschließend danke ich meinen Eltern und Großeltern, die mir das Studium und meinen Lebensweg in vielerlei Hinsicht erst möglich gemacht haben. Ich danke euch für euren Beistand, die ständige Motivation zu dieser Arbeit und die Hilfe durch Korrekturlesen.